



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

AKVIZIČNÍ SYSTÉM PRO SNÍMÁNÍ ELEKTROGRAMU

THE ACQUISITION SYSTEM FOR ELECTROGRAM RECORDING

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. František Fajmon

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Oto Janoušek, Ph.D.

BRNO 2017

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Biomedicínské a ekologické inženýrství**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Bc. František Fajmon

ID: 155157

Ročník: 2

Akademický rok: 2016/17

NÁZEV TÉMATU:

Akviziční systém pro snímání elektrogramu

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši problematiky návrhu akvizičních systémů pro snímání elektrogramů z izolovaného srdce v laboratorním prostředí. 2) Navrhněte jednosvodový akviziční systém vhodný pro snímání elektrogramu perfundovaného izolovaného animálního srdce. Systém bude umožňovat zobrazení elektrogramu v reálném čase na vzdáleném zobrazovacím zařízení. 3) Realizujte akviziční systém s využitím platformy Arduino. Přenos dat realizujte bezdrátovou technologií tak, aby se zobrazovací zařízení mohlo nacházet mimo prostředí laminárního boxu. 4) Vytvořte aplikaci pro zobrazení elektrogramu. Aplikace musí umožňovat zobrazení nativního záznamu v reálném čase. Aplikaci rozšiřte o vyhodnocení tepové frekvence v pseudoreálném čase a o možnost digitální filtrace elektrogramu. 5) Ověřte funkčnost akvizičního systému a vyhodnoťte jeho vlastnosti. 6) Proveďte diskuzi navrženého akvizičního systému.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] VODA, Zbyšek. Průvodce světem Arduina. Bučovice: Martin Stříž, 2015, 240s. ISBN 978-80-87106-90-7.

[2] SMITH, Alan. Introduction to Arduino: A piece of cake!. CreateSpace Independent Publishing Platform, 2011, 170s. ISBN 978-1463698348.

Termín zadání: 6.2.2017

Termín odevzdání: 19.5.2017

Vedoucí práce: Ing. Oto Janoušek, Ph.D.

Konzultant:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Tato práce se zabývá problematikou záznamu a vyhodnocení EKG izolovaného srdce a jeho bezdrátovým přenosem. V práci je uveden základ anatomie a fyziologie srdce a jsou zde představeny systémy pro záznam elektrokardiogramu. Praktická část obsahuje návrh bezdrátového akvizičního zařízení, realizovaném v prostředí Arduino. Vyhodnocení elektrokardiogramu je provedeno pomocí programového prostředí Matlab.

KLÍČOVÁ SLOVA

Elektrokardiografie, Arduino, Bluetooth, detekce R vlny

ABSTRACT

This thesis deals with acquisition and wireless transmission of EKG from isolated heart. Basic of heart anatomy and physiology are discussed in thesis. Practical part of thesis covers the idea of ECG acquisition system design and development. Arduino platform is used for implementation of proposed device. Evaluation of ECG is performed in Matlab workspace.

KEYWORDS

Electrocardiography, Arduino, Bluetooth, R wave detection

Fajmon, F. *Akviziční systém pro snímání elektrogramu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství, 2017. 79 s., 2 s. příloh. Diplomová práce. Vedoucí práce: Ing. Oto Janoušek, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Akviziční systém pro snímání elektrogramu jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího semestrální práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené semestrální práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této semestrální práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Chtěl bych velmi poděkovat vedoucímu diplomové práce Ing. Otu Janouškovi, Ph.D. za pevné nervy, účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce. Dále bych chtěl poděkovat Ing. Vratislavu Harabišovi, Ph.D. za cenné rady při návrhu pouzdra akvizičního systému.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

Seznam obrázků	x
Úvod	12
1 srdce	13
1.1 Anatomie srdce	13
1.2 Fyziologie srdce	14
1.3 Elektrokardiogram	15
2 akvizice elektrokardiogramu	17
2.1 Požadavky na elektrokardiograf	17
2.2 Blokové schéma EKG	18
2.3 Elektrody	19
2.3.1 Ochrana před defibrilačními impulzy a elektrostatickým polem	20
2.4 Předzesilovač a zdroj kalibračních impulzů	21
2.5 Analogová filtrace	22
2.6 Zesilovač s nastavitelným zesílením	23
2.7 A/D převodník a vyhodnocení záznamu	24
3 přehled laboratorních systémů	25
3.1 Systémy BIOPAC®	25
3.1.1 Komplexní systémy Biopac	25
3.1.2 Volitelné systémy Biopac	26
3.2 National Instruments	27
3.2.1 NI PCI – 6259	27
3.3 Diferenční zesilovače	29
3.4 Shrnutí	30
4 platforma arduino	32
4.1 Platforma Arduino Uno	32
4.2 Olimexino EKG modul	33
4.3 Bluetooth modul	34
4.3.1 SPP protokol	34

4.3.2	BT modul	36
5	realizace systému	38
5.1	Popis programové části pro mikroprocesor	38
5.1.1	Inicializace sériové linky	39
5.1.2	Iniciace příjmu	39
5.1.3	Čekání na příkaz	39
5.1.4	Odeslání stavu potenciometrů	39
5.2	Napájení	39
5.2.1	Lithium iontové baterie	39
5.2.2	Detekce stavu baterie	41
5.2.3	Odstup signálu od šumu	42
5.3	Oživení elektrokardiogramu	43
6	modifikace systému	45
6.1	Modifikace zapojení pro Olimexino	45
6.2	Modifikace programu	47
6.3	Výpočet polynomu zesílení	47
7	Návrh aplikace	51
7.1	Blokové schéma algoritmu vyhodnocení tepové frekvence	51
7.1.1	Okno	52
7.1.2	Filtrace	52
7.1.3	Integrace	53
7.1.4	Prahování	53
7.1.5	Ověření korektnosti detekce vrcholu R vlny	55
7.1.6	Ověření RR intervalu	55
7.2	Aplikace pro zobrazení elektrogramu	57
7.2.1	Okno	57
7.2.2	Záznam	58
7.2.3	Grafické zobrazení	58
7.2.4	Filtrace	58
7.2.5	Odeslání požadavku stavu baterie	60
7.2.6	Vyčtení stavu potenciometrů	60
7.2.7	Nastavení napěťových os	60
8	vlastnosti systému	61

8.1	Ověření správnosti zobrazení.....	61
8.2	Porovnání tepové frekvence.....	62
8.2.1	Klidová tepová frekvence	63
8.2.2	Napínání zápěstí.....	63
8.2.3	Fyzická aktivita.....	65
9	popis grafického rozhraní aplikace	66
9.1	Hlavní panel.....	66
9.2	Graf	67
9.3	Typ připojení.....	67
9.4	Stavový řádek	68
9.5	Stav baterie	69
9.6	Zobrazení tepové frekvence.....	69
9.7	Záznam tepové frekvence a zobrazení zesílení.....	70
10	návrh produktového obalu	71
10.1	Návrh krabičky	71
11	diskuse	73
12	Závěr	74
	Literatura	75
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	77
	Seznam příloh	78

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr.1.1: Blokové schéma srdce	13
Obr.1.2: Převodní systém srdeční	14
Obr.1.3: EKG křivka.....	15
Obr.2.1: Blokové schéma EKG	18
Obr.2.2: Elektrody [10].....	19
Obr.2.3: Ochrana proti defibrilačním impulsům	20
Obr.2.4: Předzesilovač a oddělovací obvod.....	21
Obr.2.5: Analogová filtrace	22
Obr.2.6: Zesilovač.....	23
Obr.3.1: Biopac MP35	25
Obr.3.2: Biopac MP160	26
Obr.3.3: NI karta 6259	27
Obr.3.4: BIOPAC ECG100C.....	29
Obr.4.1: Platforma Arduino	32
Obr.4.2: EKG modul.....	33
Obr.4.3: Přenosový rámec	35
Obr.4.4: Bluetooth HC – 05.....	36
Obr. 5.1: Blokové schéma programu pro mikroprocesor	38
Obr.5.2: Napěťové rozsahy Li – ion akumulátoru	40
Obr.5.3: Vybíjecí křivka baterie GTF TR18650 3,7V	41
Obr.5.4: Dělič napětí na Arduinu.....	42
Obr.5.5: EKG záznam 180 tepů za minutu	43
Obr. 5.6: Sestavené zařízení s testovacím generátorem.....	44
Obr.6.1: Původní zapojení	45
Obr.6.2: Modifikované zapojení	46
Obr.6.3: Zapojení potenciometrů.....	47
Obr.6.4: Závislost zesílení na úbytku napětí.....	49
Obr.6.5: Modifikace modulu	50
Obr.7.1: Blokové schéma algoritmu detekce R vlny	51
Obr.7.2: Frekvenční a fázová charakteristika	52

Obr.7.3: Signál po filtraci pásmovou propustí.....	53
Obr.7.4: Prahování	54
Obr.7.5: Prahová funkce	55
Obr.7.6: Detekce R vln	56
Obr.7.7: Blokové schéma hlavního programu	57
Obr.7.8: Závislost tepové frekvence na čase	58
Obr.7.9: Frekvenční a fázová charakteristika filtru	59
Obr.7.10: Filtrace EKG signálu	60
Obr.8.1: EKG Biopac.....	61
Obr.8.2: EKG Olimex	62
Obr.8.3: Klidová tepová frekvence	63
Obr.8.4: Pohyb zápěstí.....	63
Obr.8.5: EKG zatíženo driftem a rušení myoaktivitou	64
Obr.8.6: Fyzická aktivita	65
Obr.9.1: Hlavní panel aplikace	66
Obr.9.2: Zobrazení EKG.....	67
Obr.9.3: Volba připojení.....	68
Obr.9.4: Stavový řádek	68
Obr.9.5: Stav baterie	69
Obr.9.6: Tepová frekvence	69
Obr.9.7: Ovládání zobrazení tepové frekvence v čase.....	70
Obr.9.8: Indikátor zesílení	70
Obr.10.1: Návrh krabičky	71
Obr.10.2: Celý systém	72
Obr.10.3: Detail fixačních kvádrů	72
Příloha1: Modifikované schéma modulu	80

ÚVOD

První praktický elektrokardiograf (EKG) s povrchovými elektrodami zhotovil britský fyziolog Augustus Waller v roce 1889. Snímání EKG probíhalo pomocí povrchových elektrod a jako záznamové zařízení sloužil kapilární elektrometr. Jako pokusné zvíře mu sloužil jeho pes *Jimmie*, který stál v barelech se slanou vodou. Waller prohlásil, že EKG nebude nikdy v medicíně intenzivně využito. Později však Willem Einthoven jeho nápad zdokonalil, resp. měřil EKG pomocí galvanometru, kdy sledoval chvění tenkého vodiče v magnetickém poli. Einthoven stanovil tři základní svody elektrokardiografu – Einthovenův trojúhelník o vrcholech ruka, ruka, levá noha. Průkopníkem v Česku byl až v roce 1929 František Herles, který jako první na světě diagnostikoval infarkt myokardu pouze z EKG záznamu. Jeho tehdejší přístroj vážil zhruba 300 kg (pro srovnání akviziční systém navržený v této práci váží přibližně 160g bez baterií). [28]

V současné době je elektrokardiogram vyžíván v mnoha vědeckých a diagnostických disciplínách. Nejčastější využití EKG je možné nalézt v nemocničních provozech, kde slouží jako jedno ze tří hlavních vyšetření pro odhalení infarktu myokardu. Další využití je možné nalézt ve vědeckém odvětví, kde je možné pomocí analýzy EKG sledovat vlivy léčiv na elektrickou aktivitu srdečního svalu. Nejčastěji se tyto experimenty provádějí na animálních modelech, konkrétně na izolovaném srdci hlodavců (potkan, králík), jejichž srdce jsou velmi anatomicky i fyziologicky částečně podobné lidskému srdci. Experimentální kardiologie prováděná na animálních modelech využívá velmi variabilní škálu akvizičních systémů, jejichž specifickou konstrukci i vlastnosti determinuje výzkumný záměr experimentu.

V první části je čtenář seznámen s anatomí a fyziologií srdečního svalu u laboratorního potkana. Dále je zde rozkreslen průběh EKG křivky a jsou popsány významné odlišnosti od lidského průběhu. Jsou zde stanoveny intervaly jednotlivých vln EKG křivky pro potkana.

V druhé části je popis blokového schématu EKG přístroje včetně použitých mechanických komponent elektrod a jejich zapojení. Dále jsou zde popsány jednotlivé elektronické prvky nezbytné pro návrh EKG přístroje. Tato část se také věnuje popisu nejdostupnějších laboratorních akvizičních systémů pro snímání elektrokardiogramu. Mezi tyto systémy je možné zařadit výrobky od firmy Biopac a systémy od National Instruments (NI). Systémy od NI je nutné doplnit nezbytnými dílčími prvky. V několika tabulkách je provedeno přehledné srovnání vlastností těchto systémů i dílčích prvků.

Třetí část práce je věnována důvodu výběru platformy Arduino a Olimexino. V této části je popsána realizace a následná modifikace systému včetně programového vybavení a návodu k obsluze akvizičního zařízení.

1 SRDCE

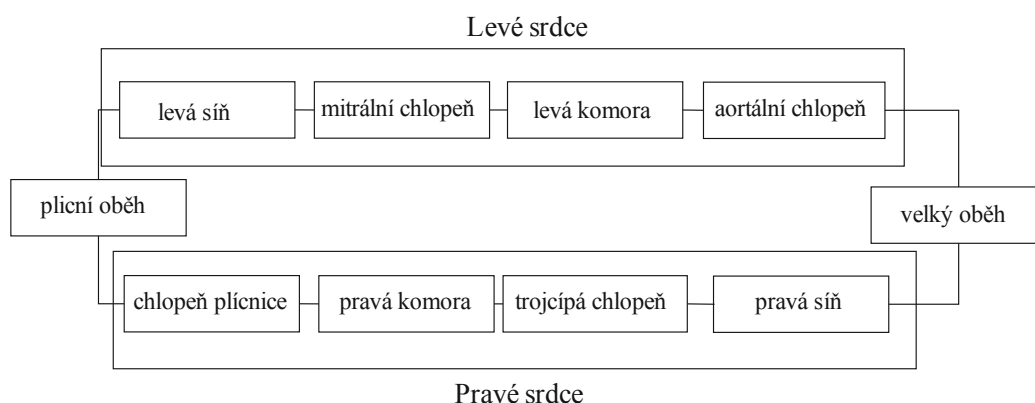
V následující kapitole bude stručně nastíněna anatomie, fyziologie a elektrická aktivita srdce u laboratorního potkana.

1.1 Anatomie srdce

Srdce je dutý svalový orgán uložený v hrudní dutině potkana nalevo od osy těla. Základna srdce směřuje směrem k páteři, hrot směřuje k žebrům vykloněný do leva. Srdce má tvar nepravidelného kužele. Svalovina srdce je tvořena třemi vrstvami:

- Endokard – tenká vnitřní výstelka srdce
- Myokard – střední svalová vrstva
- Epikard – vnější prokrvená vrstva

Srdce má 4 dutiny – dvě síně a dvě komory. Tyto komory jsou oddělené síňovou a komorovou přepážkou. Pravá síň a pravá komora tvoří pravé srdce, levá síň a levá komora tvoří levé srdce. Mezi síněmi a komorami se nacházejí cípate chlopně, mezi levou a pravou komorou chlopně poloměsíčitě. Chlopně regulují tok krve jedním směrem. K chlopním náleží papilární svaly, které se kontrahují současně s komorami. Tyto papilární svaly slouží jako pomocné složky při zavírání srdečních chlopní – vtahují chlopně do komory. Papilární svaly jsou u laboratorního potkana uloženy více laterálně nežli u člověka. Z levé poloviny srdce je okysličená krev čerpána do aorty přes aortální chlopeň a následně do krevního oběhu. V cílových tkáních krev odevzdá kyslík a živiny a vrací se do pravé síně dolní a horní dutou žílou, odkud je čerpána do pravé komory a do plicních tepen – tato větev systémového oběhu je nazvána *velký oběh*. Krev se okyslíčí v plicích a vrací se plicními žilami do levé síně – větev je známa jako *plicní oběh*. Blokové schéma srdce můžeme vidět na Obr.1.1.[1]



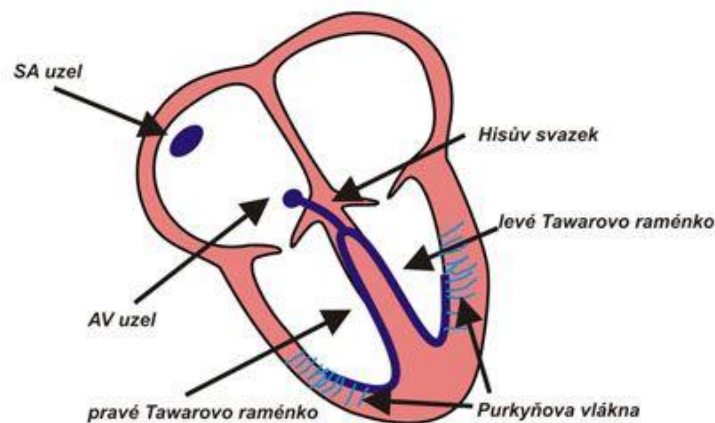
Obr.1.1: Blokové schéma srdce

1.2 Fyziologie srdce

Srdce pracuje jako tlakově objemové čerpadlo, jehož činnost je doprovázena vznikem dvou složek – mechanické a elektrické. Mechanická činnost je vždy předcházena elektrickou činností. Vztah mezi těmito oběma složkami je možné popsat jako spojení excitace s kontrakcí. Mechanickými složkami jsou systola a diastola. Elektrické složky odpovídají depolarizaci a repolarizaci srdce. Části srdce, označené jako převodní systém srdeční, se během vývoje specializovaly jen na přenos elektrické aktivity. Tyto části jsou na Obr.1.2 Mezi tyto části patří:

- SA (sinoatriální) uzel
- AV (atrioventrikulární) uzel
- Hisův svazek
- Tawarova raménka (levé a pravé)
- Purkyňova vlákna

Elektrický impulz se šíří z SA uzlíku po stěnách síní, iniciuje kontrakci síní. Dále se šíří do AV uzlíku, Hisova svazku, Tawarových ramének a Purkyňových vláken. SA uzel je považován za centrum srdeční automacie, který určuje tepovou frekvenci srdce. Frekvence srdce je dána řadou mechanismů. Mezi tyto mechanismy je možné zařadit aktuální zátěž organismu, včetně zajištění bazálního metabolismu, hladinu stresových hormonů. Spoluúčast těchto mechanismů utváří v klidu fyziologickou hodnotu tepové frekvence, která je u potkana kolem 250 tep/min. [1] [2]

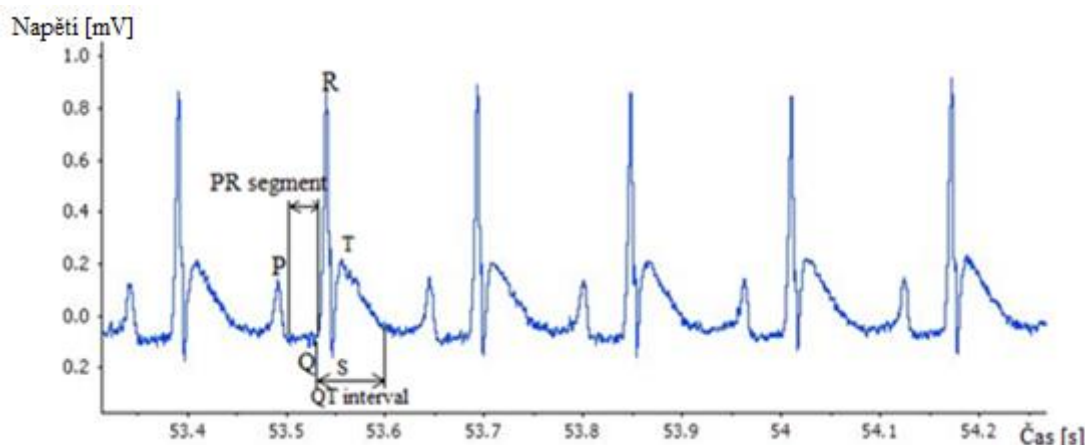


Obr.1.2: Převodní systém srdeční

1.3 Elektrokardiogram

Elektrokardiogram (EKG) je průběh elektrické aktivity srdce v čase. EKG se zaznamenává nejméně pomocí dvou bipolárních elektrod, které měří rozdíl potenciálů v dané oblasti.

EKG svody mohou být bipolární, nebo unipolární. Při bipolárním zapojení svodů je potenciál měřen mezi dvěma elektrodami. Unipolárními svody jsou potenciály měřeny vždy proti referenčnímu bodu, vzniklému váhovaným spojením páru elektrod. V případě izolovaného srdce malého hlodavce bývá měření provedeno pouze pomocí jednoho bipolárního svodu. Toto zapojení je schematicky vyobrazeno na Obr.2.2 vlevo. Na Obr.1.3 je vyobrazena ideální EKG křivka potkana. Na rozdíl od lidského EKG vlna T následuje bezprostředně po S vlně, ST segment chybí. Problematické je zachytit Q vlnu, neboť tato vlna je u potkana prakticky izolinie. Doporučené časové měřítko záznamu je až 250mm/s z důvodu vysoké tepové frekvence potkana. V Tab.1 je uveden rozpis jednotlivých vln a komplexů, které je možné nalézt v EKG signálu. Interval reprezentuje časové trvání vlny a izolinie. Segment odpovídá časovému trvání mezi jednotlivými vlnami. V následující tabulce Tab.1 jsou popsány jednotlivé fáze srdečního cyklu.[5] [6] [7]



Obr.1.3: EKG křivka

Tab.1. Popis EKG křivky

Název	Význam	Napětíová úroveň	Časový interval
P vlna	depolarizace síní	4mV	do 28ms
P – R segment	„čekání“ na depol. komor	0mV	38 – 70ms
Q vlna	šíření vzruchu tawarovými raménky	-0,3mV	30ms
R vlna	depolarizace septa	10mV	10ms
S vlna	depolarizace komor	4mV	50ms
(Q)RS komplex	depolarizace komor	0 – 1mV	11.3 – 16.1ms
Q – T interval	elektrická systola	Hodnotí se časový interval	50 – 70ms
T vlna	repolarizace komor	do 5mV	23ms

2 AKVIZICE ELEKTROKARDIOGRAMU

V této kapitole budou uvedeny požadavky na elektrokardiogram z hlediska snímání izolovaného srdce. Následně bude rozebráno konstrukční řešení EKG snímačů, vedoucí k dosažení těchto požadavků. K jednotlivým blokům systému pro akvizici EKG budou uvedena zapojení.

2.1 Požadavky na elektrokardiograf

Na akviziční systémy pro snímání EKG jsou kladeny následující požadavky:

- Ochrana proti elektrostatickým výbojům – nutné pro ochranu vstupních zesilovačů před případným elektrostatickým polem, které by mohlo poškodit citlivé vstupní obvody.
- Diferenční zesílení řádově 1000 – tento parametr je důležitý z hlediska zesílení rozdílu signálu snímaného mezi dvěma elektrodami. V případě nedostatečného diferenčního zesílení by docházelo k deformaci vln.
- Šířka přenášeného pásma 0.05Hz – 1kHz – nutné volit až do 1kHz vzhledem k tepové frekvenci potkana.
- Vysoká vstupní impedance až MΩ - závisí na vstupní impedanci zesilovače, je přizpůsobena impedanci elektrod.
- Analogové filtry (dolní propust, příp. horní propust) – nutné pro omezení vysokých frekvencí, kvůli vzniku aliasingu. Potlačení stejnosměrné složky.
- CMRR – Common mode reject ratio. Jedná se o poměr rozdílové a soufázové složky zesílené operačním zesilovačem. Tento poměr je frekvenčně závislý a zároveň reprezentuje vnitřní nevyváženost vstupních impedancí operačního zesilovače. Poměr vychází kolem 100dB. U laboratorních systémů je snaha tento koeficient udržet na 120dB. Vzorec pro výpočet v decibelech je uveden níže, viz rov. 1.

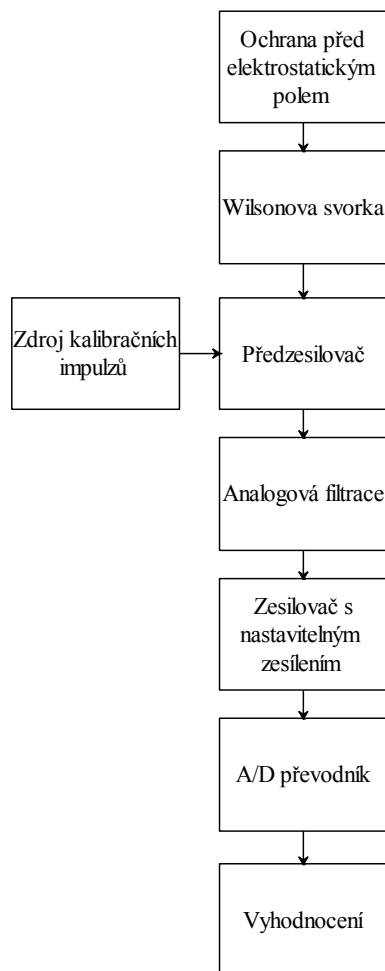
$$Au_{CMRR} = 20 \log \frac{A_{rozdílová}}{A_{soufázová}} \quad (1)$$

Kde: $A_{rozdílová}$ je zesílení rozdílového signálu, $A_{soufázová}$ je zesílení soufázové složky, Au_{CMRR} je činitel potlačení souhlasného rušení.

- Zesilovač s nastavitelným zesílením – napěťové zesílení signálu, které je možné regulovat v předem určeném rozsahu.
- Vzorkovací kmitočet 2000Hz – nutné pro splnění vzorkovacího teorému pro přenášené pásmo.
- Doporučený kvantovací krok 2.5μV, počet bitů převodníku 12 až 24 bitů
- Možnost vygenerovat přístrojem kalibrační impulz

2.2 Blokové schéma EKG

Na Obr.2.1. je vyobrazeno blokové schéma elektrocardiogramu, které je složeno ze sedmi funkčních bloků. Vstupem do bloku *Ochrana před elektrostatickým polem* je pár elektrod. Uspořádání blokového schématu se u klinického elektrocardiogramu a laboratorního přístroje odlišují. Odlišují se v případě použití obvodu *driven leg*, kdy u laboratorního přístroje není tento obvod použit. Tento obvod slouží k potlačení soufázové složky signálu. Soufázový signál je invertován a zesílen, následně je přiveden na pravou nohu pacienta. V případě izolovaného srdce je signál přiveden do oblasti odpovídající tomuto bodu. U laboratorního přístroje je dále vynechána Wilsonova svorka. Wilsonova svorka je vytvořena spojením tří základních Eithovenových svodů přes rezistorovou síť do jednoho bodu. Odlišnosti dále spočívají v nastavení parametrů jednotlivých bloků (použití filtrace, vzorkovací frekvence, počet bitů převodníku). Charakteristiky jednotlivých bloků z hlediska laboratorního EKG budou rozebrány v následujících podkapitolách.

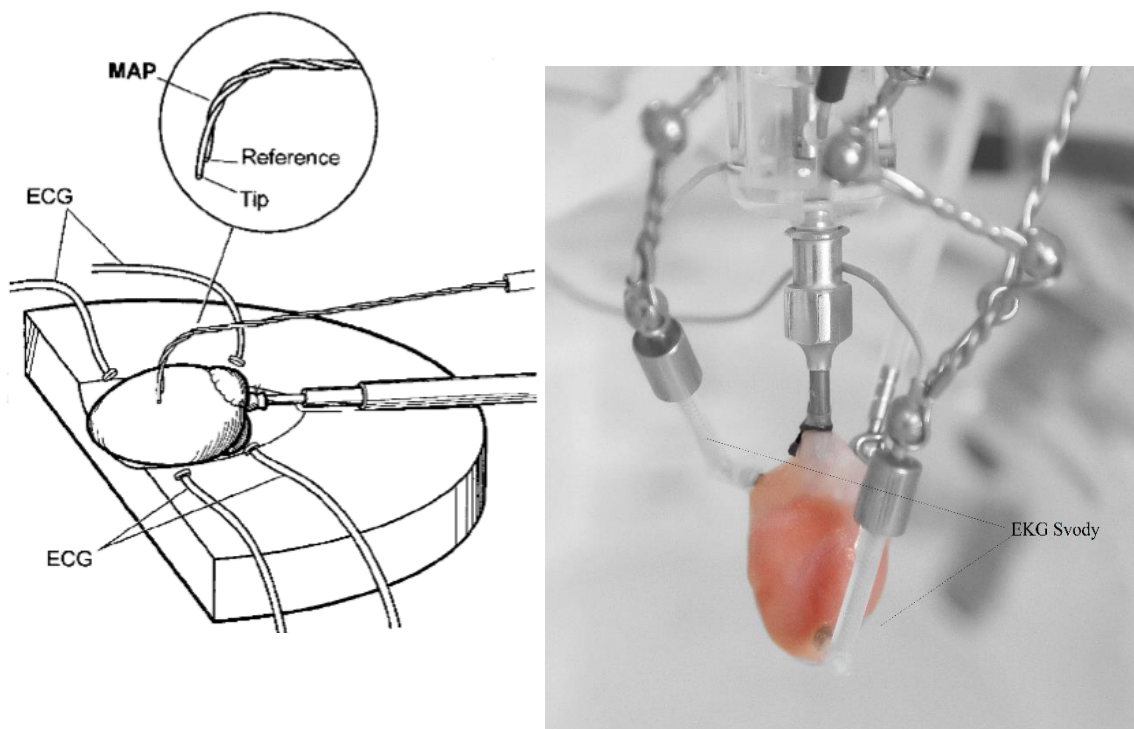


Obr.2.1: Blokové schéma EKG

2.3 Elektrody

Při Langendorffově metodě perfuze srdce je možné zaznamenávat dva druhy průběhů elektrického potenciálu v čase. Jsou jimi klasické EKG a MAP (monofázické akční potenciály). Monofázický akční potenciál je záznam elektrické aktivity malého okolí tkáně kolem elektrody. EKG je „sumační“ záznam těchto potenciálů v rámci celého myokardu. Elektrokardiogram je měřen pomocí páru Ag/AgCl dotykových elektrod viz Obr.2.2 vlevo. Další možností měření elektrokardiogramu je pomocí elektrod, které jsou umístěny po stěnách komory, ve které je umístěno srdce. Měřený elektrický proud je k těmto elektrodám přiváděn skrze perfuzát (Krebs – Henseleitův roztok). V případě měření skrze perfuzát je měřen pouze druhý Eithovenův svod viz Obr.2.2. vpravo dle [9]. Pro měření klasického dvanáctisvodového elektrokardiogramu jsou použity dotykové elektrody. Referenční elektroda je vždy umístěna v oblasti srdečního hrotu.

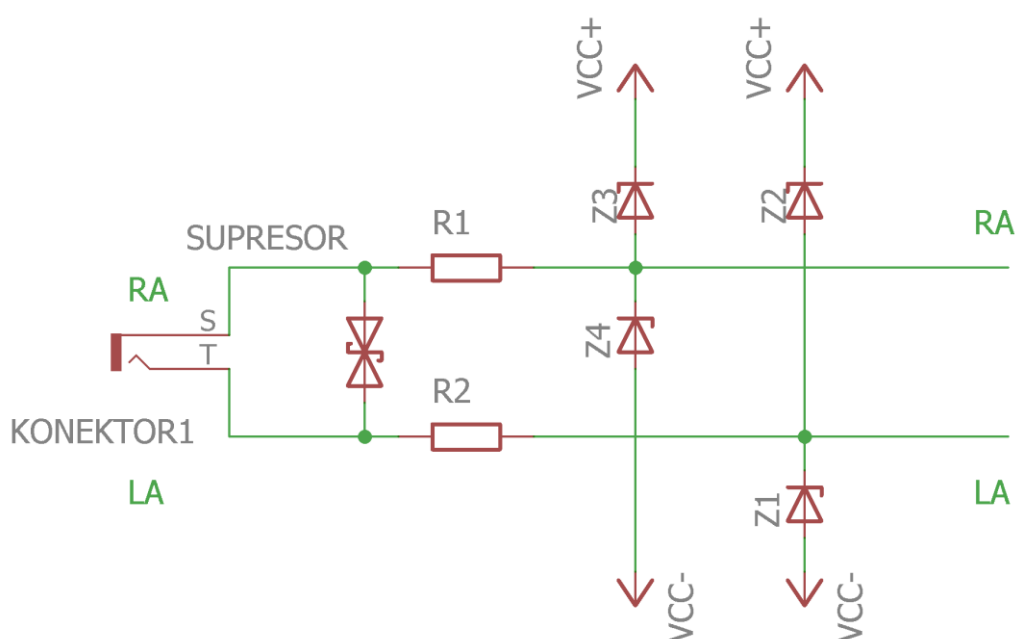
MAP potenciály jsou měřeny pomocí jehlových elektrod typu Ag/AgCl. Elektrodové uspořádání pro měření MAP je unipolární. Měření probíhá pomocí 4 mm dlouhé měřicí elektrody a 2 mm dlouhé prstencové elektrody, která je referenční a je vzdálena 1 mm od měřicí elektrody. Těchto elektrod se standardně používá 8. Při některých experimentech je možné použít až 64 takových elektrodových párů.[5] [8] [10]



Obr.2.2: Elektrody [10]

2.3.1 Ochrana před defibrilačními impulzy a elektrostatickým polem

Na Ochrana před defibrilačními impulzy je v případě laboratorního EKG použita volitelně viz Obr.2.3. Jako ochrana před defibrilačními impulzy slouží Zenerovy diody, které jsou zapojeny v závěrném směru. V závěrném směru má Zenerova dioda velký vnitřní odpor, který se nepodílí na vstupním odporu přístroje. Pro jeden svod je zapotřebí dvou Zenerových diod, které jsou zapojeny střídavě anodou a katodou k danému svodu z důvodu potlačení obou polarit defibrilačních impulzů. Další ochranu představují supresory elektrostatických výbojů, které se připojují paralelně mezi elektrody. Jejich úkolem je ochránit citlivou elektroniku před elektrostatickými výboji. Nejčastěji se jedná o průrazové diody. Rezistory R1 a R2 slouží jako proudová ochrana. V případě pokročilejších systémů je při defibrilačním impulzu pozastaveno snímání EKG. [11] [12]

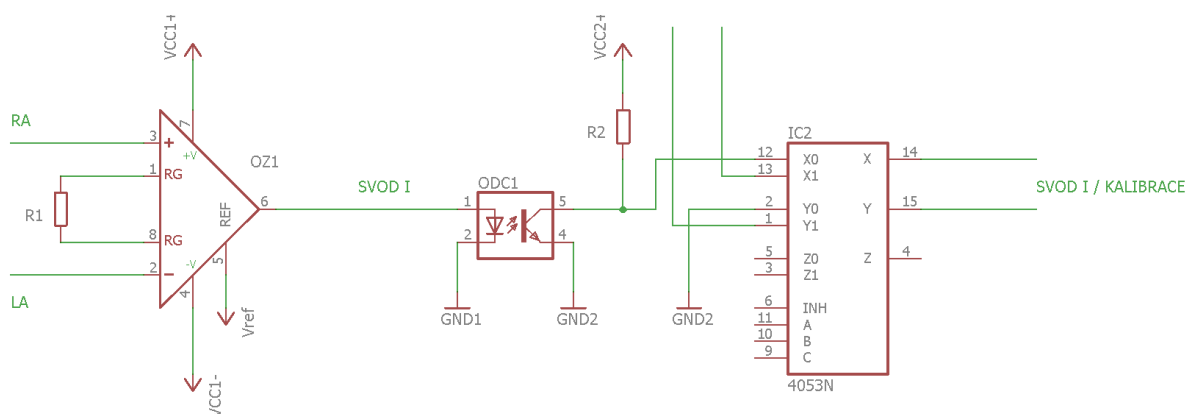


Obr.2.3: Ochrana proti defibrilačním impulzům

2.4 Předzesilovač a zdroj kalibračních impulsů

Na Obr.2.4 je schematicky znázorněn předzesilovač a oddělovací obvod. Předzesilovač je zapojen jako diferenciální zesilovač, který měří rozdíl napětí mezi dvěma elektrodami (LA, RA). Tento zesilovač (OZ1) má nastavené stabilní zesílení rezistorem R1, hodnotu zesílení resp. rezistoru stanoví výrobce. Výstupem z tohoto zesilovače je již EKG svod I. Dále je zde oddělovací člen (ODC1), který slouží ke galvanickému oddělení diferenciálních zesilovačů resp. svodů od ostatních částí elektrokardiografu. Tento člen může být realizován indukční, kapacitní, nebo optickou vazbou, viz Obr.2.4. Rezistor R2 zde slouží pro nastavení pracovního bodu fototranzistoru. Jeho použití závisí na použitém typu oddělovacího členu. Operační zesilovač je napájen z odděleného zdroje (VCC1+). Zdrojem mohou být baterie, nebo DC/DC měnič. V případě laboratorního EKG je nejlépe využít bateriového napájení citlivých vysokofrekvenčních obvodů z důvodu potlačení případného rušení DC/DC měniči. Napájení VCC2+ není galvanicky odděleno od rozvodné soustavy. V případě vynechání optického členu je zapotřebí zajistit komplexní napájení zařízení z izolovaného zdroje včetně signálového procesoru, zobrazovacích zařízení a ukládacích medií, popřípadě využít optickou izolaci komunikačního rozhraní do PC.[11] [15]

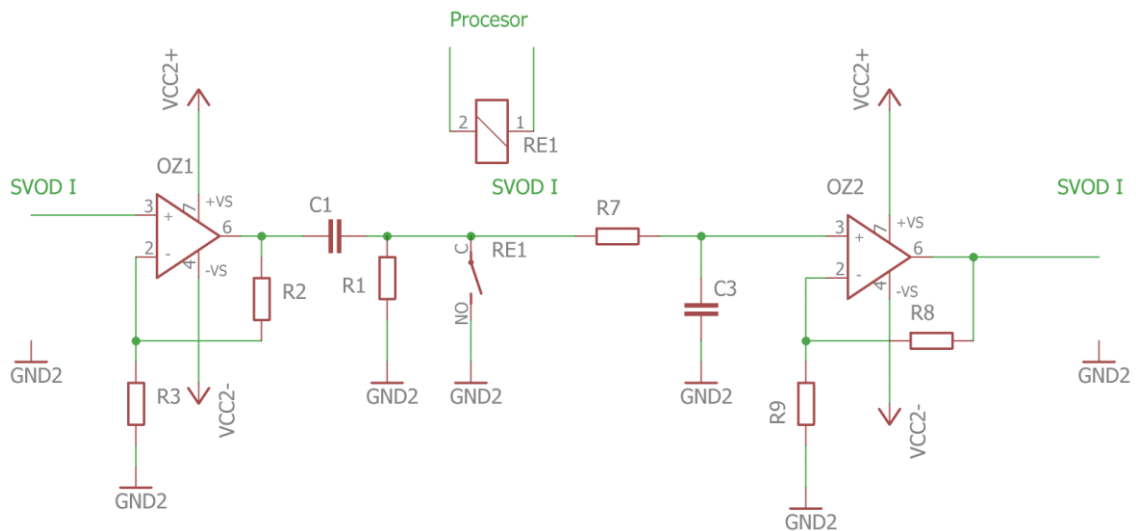
Zdroj kalibračních impulsů slouží ke kalibraci a k ověření lineární charakteristiky zesilovačů a zobrazovacích zařízení. Jedná se o impuls, který má amplitudu 1mV a délku trvání 71 – 100ms. Jako zdroj pro kalibrační impulsy je v dnešní době využít signálový procesor. Výstup zdroje kalibračního impulsu je přiveden na vstup multiplexeru resp. voliče svodů. Volič svodů následuje za rozdílovým zesilovačem a optickým oddělením.



Obr.2.4: Předzesilovač a oddělovací obvod

2.5 Analogová filtrace

Tento blok představuje pásmovou propust. Kmitočty jsou voleny tak, aby byla zajištěna optimální šířka pásma pro danou aplikaci a nedocházelo k aliasingu. V případě elektrokardiogramu z izolovaného srdce se užitečné signály pohybují od 0.05Hz do přibližně 500Hz až 1000Hz, přičemž záleží na konkrétním typu výzkumu. Antialiasingový filtr (dolní propust) je vždy řešen analogovou cestou, viz Obr.2.5 (OZ2). Mezní frekvence antialiasingového filtru je zvolena s ohledem na vzorkovací frekvenci. V případě vzorkovací frekvence 1000Hz je mezní frekvence filtru nastavena na maximálně 500Hz. Toto nastavení vychází z rov.2 kap.2.7. Filtr pro potlačení stejnosměrné složky je řešen buď analogově, nebo číslicově jako úzkopásmová IIR horní propust. Analogové řešení je na Obr.2.5. Zapojení s OZ1 je analogová horní propust, která vyžaduje přítomnost tzv. rychlostartu. Tento obvod zkracuje rezistor R_1 a tím zkrátí trvání časové konstanty $R_1 C_1$ na $t = 0s$. Bez rychlostartu by časová konstanta filtru odpovídala 20s. [11] [14]

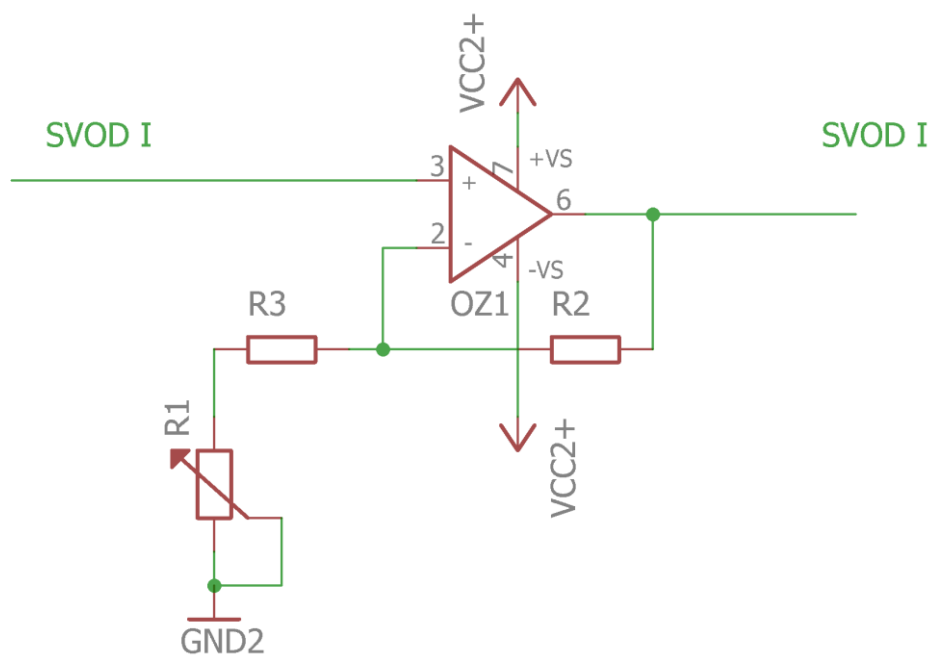


Obr.2.5: Analogová filtrace

2.6 Zesilovač s nastavitelným zesilením

Zesilovač nastavuje optimální rozsah signálu pro analogově digitální převodník tak, aby byly využity všechny jeho kvantovací úrovně. Schéma je na Obr.2.6. Jedná se opět o neinvertující zapojení, jehož zesílení se vypočítá dle rov.2:

$$Au = 1 + \frac{R_2}{R_2 + R_1} \quad (2)$$



Obr.2.6: Zesilovač

2.7 A/D převodník a vyhodnocení záznamu

Užitečný EKG signál se u laboratorních systému pohybuje od 0.01Hz do 1kHz. Vzorkovací teorém říká, že vzorkovací kmitočet (f_{vz}) musí být minimálně dvakrát větší, než maximální kmitočet (f_{max}) obsažený ve vzorkovaném signálu viz rov.3.

$$f_{vz} \geq 2 * f_{max} \quad (3)$$

Nejpoužívanější vzorkovací frekvence jsou následující:

- 150 Hz; holterovská vyšetření
- 250Hz – 500Hz; klinické EKG
- 1kHz – 2kHz; pro výzkumné aplikace je potřeba vzorkovací frekvence alespoň 2kHz

U analogově digitálního převodníku jsou dále stanovovány kvantizační úrovně. Kvantizační úrovně se pohybují řádově od 8 do 24 bitů. Pro výzkum se doporučuje použití až 24 bitového převodníku. V případě nedostatečného počtu kvantizačních úrovní analogově digitálního převodníku je možné použít metodu tzv. oversamplingu. Jestliže je snímáný signál vzorkován právě 256 krát větší frekvencí, než která plyne ze vzorkovacího teorému, viz rov. 2 je možné navýšit počet kvantizačních úrovní o 4 bity průměrováním těchto 256 nadbytečných vzorků. [19]

Vyhodnocení probíhá již v signálovém procesoru, nebo v PC. Přenos dat do počítače probíhá nejčastěji pomocí USB, nebo sériové linky (RS232), případně pomocí bezdrátového přenosu bluetooth. Vyhodnocovací systém obsahuje zobrazení EKG v reálném čase, filtraci 50Hz (60Hz) složky, algoritmy pro výpočet tepové frekvence a po skončení záznamu také rozměření jednotlivých vln elektrokardiogramu. Pokročilé systémy stanoví přibližnou diagnózu automaticky.

3 PŘEHLED LABORATORNÍCH SYSTÉMŮ

V této kapitole budou rozebrány dostupné laboratorní systémy pro snímání elektrokardiogramu z izolovaného srdce. Nejprve budou rozebrány systémy od firmy BIOPAC®. V další části budou rozebrány konkurenční systémy od National Instruments. Na konci každé kapitoly budou uvedeny parametry jednotlivých systémů ve srovnávací tabulce.

3.1 Systémy BIOPAC®

Tyto systémy poskytují kompletní řešení pro výuku nebo laboratoř. Je možné si objednat komplexní systém, nebo si systém složit z dílčích součástí. Dílčí součástí nabízené firmou Biopac® jsou:

- Přístrojové zesilovače
- A/D převodníky + software
- Další příslušenství (elektrody, další prvky)

3.1.1 Komplexní systémy Biopac

Komplexní systémy nabízejí pohodlné řešení, neboť jsou všechny části přístroje umístěny v jednom produktovém balení. Tyto systémy rovněž obsahují univerzální zesilovače pro nejrozumnější biologické signály. Jako nevýhodu z hlediska akvizice elektrokardiografu je možné uvažovat malý počet vstupních kanálů. Jednotlivé svody elektrokardiografu není možné zapojit např. do Wilsonovy sítě a je zde vyloučeno použití augmentovaných svodů. Mezi výhody je možné zařadit řídicí software, který umožňuje pokročilou analýzu dat bez znalosti programování. Tento systém je vhodný pro výuku viz Obr.3.1. Systém je připojen do počítače pomocí USB sběrnice. Vlastnosti systémů jsou uvedeny ve srovnávací tabulce Tab.2.



Obr.3.1: Biopac MP35

3.1.2 Volitelné systémy Biopac

Volitelné systémy jsou složeny z přístrojového zesilovače a vlastního A/D převodníku včetně přiloženého software, který je modifikací softwaru pro komplexní systémy. Oproti komplexnímu systému volitelné systémy umožňují plnohodnotný záznam dvanáctisvodového EKG. U přístrojového EKG zesilovače, který náleží k tomuto systému je možné manuálně nastavovat hardwarové filtry. Jejich výčet je uveden v Tab.3 V tab.2 je uveden výpis vlastností A/D převodníku. Analogově digitální převodník má 16 analogových vstupů, do kterých je možné tyto zesilovače připojit. Na Obr.3.2 vlevo je vyobrazen jednokanálový EKG zesilovač (ECG100C), vpravo je vyobrazen šestnácti kanálový A/D převodník. Systém je připojen k PC pomocí ethernetu.



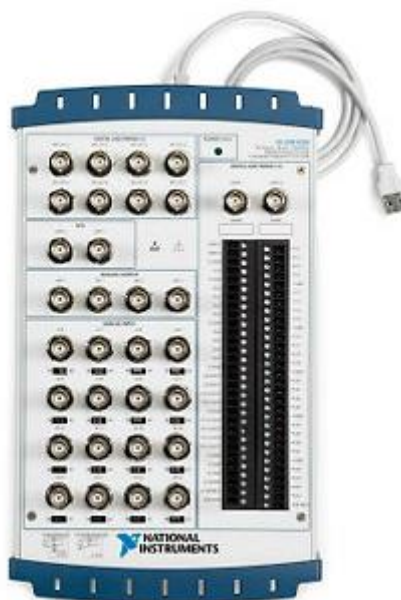
Obr.3.2:Biopac MP160

3.2 National Instruments

Společnost National Instruments (NI) poskytuje celou řadu produktů, jako jsou akviziční karty, měřicí přístroje a softwarové vybavení (LabView).

3.2.1 NI PCI – 6259

Jedná se o multifunkční analogovou akviziční kartu viz Obr.3.3, která je optimalizována pro přesné a rychlé měření. Karta obsahuje 32 analogových vstupů, nebo 16 diferenciálních s bitovým rozlišením 16 bit. Dále 4 analogové výstupy s rozlišením 16 bitů a 48 digitálních vstupně/ výstupních kanálů. Připojení je provedeno pomocí sběrnice USB. Tato karta ke své činnosti potřebuje přístrojový zesilovač, který zesílí signály z izolovaného srdce.[16]



Obr.3.3: NI karta 6259

Tab.2: Tabulka srovnání A/D převodníků

Specifikace	Biopac MP36	Biopac MP160	NI PCI – 6250
Počet analogových vstupů	4	16	32 (16 při diferenciálním zapojení)
Vstupní rozsah napětí	400 μ V – 4V špička;špička	± 10 V	± 10 V; ± 5 V ; ± 2 V; ± 1 V; ± 0.5 V; ± 0.2 V; ± 0.1 V
Šířka pásma	-	-	1.7MHz
Vstupní impedance	2M Ω	2M Ω	Více jak 10G Ω
Vzorkovací frekvence	Max. 100kHz	Max. 200kHz	1.25MHz jeden kanál 1MHz více kanálů
Rozlišení A/D převodníku	24 bit	16 bit	16 bit
Filtry analogové	DP = 20kHz; HP = DC; 0.05Hz; 0.5Hz; 5Hz	-	-
Filtry číslicové	3 x IIR	Program. IIR	Programovatelné-LabView
CMRR	110dB	-	100dB
Zesílení	5 – 50000	-	-
Připojení PC	USB 2.0	Ethernet	PCI. Příp. USB 2.0 (6259)
Software	Biopac	Biopac	LabView

3.3 Diferenční zesilovače

Jak již bylo popsáno v kap. 2.4, diferenční zesilovače slouží k zesílení rozdílu napětí mezi dvěma elektrodami. Pro měření elektrokardiogramu mohou být využity externí diferenční zesilovače. Na Obr.3.4. vlevo je možné vidět diferenční zesilovač společnosti Biopac ECG100C. Tento modul je určen pouze pro zesílení EKG signálu. Každý modul obsahuje jeden kanál. Systém je dále vybaven hardwarovým detektorem R vlny. Pro detekci R vlny je v zařízení použita pásmová propust s mezním kmitočtem 17Hz a činitelem jakosti $Q = 5$. Signál je po té dvoucestně usměrněn a filtrován dolní propustí s mezním kmitočtem 10Hz a činitelem jakosti $Q = 0.707$. Na výstupu detektoru je možné zaznamenat napěťovou špičku, která v časové oblasti odpovídá výskytu R vlny.

Na Obr.3.4 vpravo je vyobrazen přístrojový zesilovač vyráběný firmou World Precision Instruments. Připojení elektrod je u zesilovače vyřešeno konektorem RJ – 11 (telefonní konektor), nebo pomocí adaptéru na banánkové konektory. Zesilovač obsahuje generátor kalibračních impulsů. Tvar impulzu je obdélníkový s amplitudou 1mV, frekvencí 10Hz. Napájení zesilovače je bateriové s možností zvukové signalizace stavu baterie. Podrobnější informace k oběma zesilovačům jsou uvedeny v Tab.3.[16] [17]



Obr.3.4: BIOPAC ECG100C

Tab.3: Tabulka srovnání diferenciálních zesilovačů

Specifikace	DAM50	Biopac ECG100C
Vstupní impedance	10TΩ	2MΩ
Výstupní impedance	470Ω	-
Zesílení	100x; 1000x; 10000x (AC) 10x;100x;1000x (DC)	500x, 1000x, 2000x,5000x
Šířka pásma	DC – 10kHz	0.05 – 150Hz
Výstupní napětí	±8 V	±10 V
Filtry	HP = 0.1;1;10;300Hz DP = 100;1;3;10kHz	DP = 35; 150Hz HP = 0.05Hz; 1Hz PZ = 50Hz/60Hz
Šum zesilovače	0,4μV rms 0.1 – 100Hz 2,0μV 1 Hz – 10kHz 6,0μV 3 – 10kHz	0.1 μV rms (0.05 – 150Hz)
CMRR	100dB	110dB
Napájení	Baterie 2 x 9V	DC 12V
Připojení	Vstup – RJ11 Výstup BNC	Banánkové konektory CANON konektor

3.4 Shrnutí

V předchozích tabulkách je možné vidět parametry jednotlivých akvizičních zařízení a jejich komponentů. Multifunkční systém BIOPAC MP35 má ze všech zařízení největší počet kvantizačních úrovní, CMRR odpovídá 110dB. Jeho nevýhodou je malý počet vstupních kanálů. V případě volby systému MP160 a přístrojového zesilovače ECG100C je z tabulky patrný nižší počet bitů převodníku. Výhodou je možnost snímat synchronně 16 analogových kanálů. Zařízení od společnosti BIOPAC vyhovují normě IEC 60601 – 1, která garantuje elektrickou bezpečnost. Systémy BIOPAC jsou již vybaveny potřebným software, který ovšem není možné dále uživatelsky programovat.

V případě použití karty NI – 6250 je nutné použít diferenciální zesilovač např. DAM50. Tato karta disponuje 16bitovým analogově digitálním převodníkem. Výhoda této akviziční karty je ve vysoké dosažitelné vzorkovací frekvenci – až 1,25MHz, kdy je možné využít oversamplingu viz kap 2.6. Tato karta je ovládaná pomocí programového prostředí LabView, příp. C++, tímto je možné přizpůsobit aplikace danému účelu použití. [16] [17]

System pro snímání EKG z izolovaného srdce malého hlodavce by měl mít následující vlastnosti. Zařízení by mělo mít minimálně jeden svod, CMRR koeficient nejméně 100dB. Vstupní impedance by se měla pohybovat v řádech $T\Omega$, případně přizpůsobená použitým elektrodám. Optimální šířka pásma se pohybuje v mezích 0.05Hz – 1kHz, s minimálně 16bitovým rozlišením analogově digitálního převodníku. Z definované šířky pásma vychází i vzorkovací kmitočet, který by měl být nejméně 2kHz. Zařízení by mělo mít také nastavitelné zesílení v rozsahu 200x – 1000x. System by měl obsahovat pásmovou zadrž na síťovém kmitočtu 50Hz, případně 60Hz pro jinou rozvodnou soustavu. Další nezbytnou součástí je antialiasingový filtr a software pro analýzu dat.

4 PLATFORMA ARDUINO

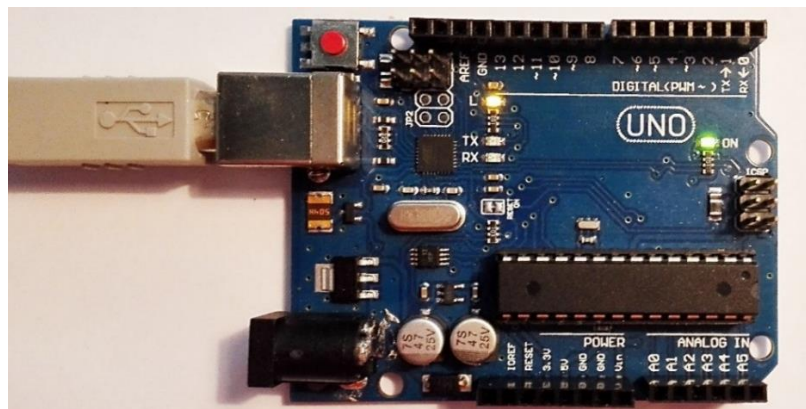
Po konzultaci s pracovníky Masarykovy univerzity byla jako platforma pro akviziční zařízení vybrána platforma Arduino UNO s ekg/emg modulem Olimexino. Tyto moduly budou popsány v této kapitole. Dále zde budou rozebrány potřebné prvky pro realizaci bezdrátového přenosu elektrokardiogramu.

Platformy Arduino jsou vývojové soupravy, které jsou založené na mikroprocesorech AVR značky Atmel. Hardware těchto vývojových souprav zahrnuje i desky plošných spojů. Těchto desek je až na 20 typů a jsou osazeny 8 až 32 bitovými procesory AVR od společnosti Atmel. Platforma Arduino zahrnuje i vlastní integrované programovací prostředí. Syntax programovacího jazyka vychází z prostředí C++. Integrované programovací prostředí obsahuje editor a překladač do strojového jazyka (Assembler). Mikroprocesor má ve Flash paměti sekci nazývanou zavaděč, v níž je nahrán kód spouštějící se vždy po restartu desky (příp. stisknutí resetovacího tlačítka). Zavaděč dovoluje programovat mikrokontrolér pomocí sériového rozhraní.

4.1 Platforma Arduino Uno

Vzhledem k cenové dostupnosti byla v rámci této práce vybrána platforma Arduino Uno využívající 8 bitový procesor Atmel328. Mikroprocesor je taktovaný na frekvenci 16MHz. Napájení procesoru je zajištěno buď pomocí USB linky, nebo pomocí externího zdroje stejnosměrného napětí. Napětí zdroje by se mělo pohybovat v rozsahu 6 – 12V DC, zdroj by měl být schopen dodat proud až 1A. Odběr proudu je závislý na konkrétní aplikaci. Jako konektor pro externí zdroj byl zvolen napájecí jack s vnějším průměrem 5.5mm a vnitřním 2.1mm. Kladný pól je na vnitřní straně.

Tento procesor má 13 digitálních vstupně výstupních pinů, přičemž dva jsou určeny pro sériovou komunikaci (TX, RX). Procesor je možné dále využít jako deseti bitový analogově digitální převodník, k tomuto účelu slouží šest analogových vstupních pinů. Maximální vzorkovací frekvence modulu Arduino Uno je 10kHz. Připojení Arduino k osobnímu počítači je realizováno pomocí USB protokolu. Zařízení je vyobrazeno na Obr.4.1.



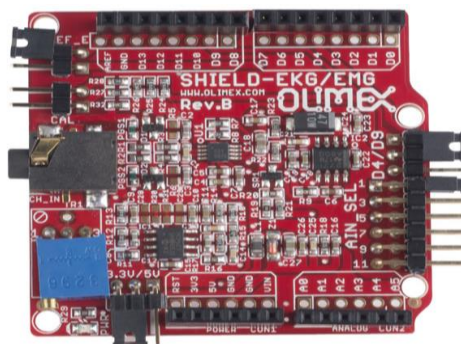
Obr.4.1: Platforma Arduino

4.2 Olimexino EKG modul

Olimexino EKG/EMG modul umožňuje snímat jednobáňové EKG popřípadě EMG. V modulu chybí blok Wilsonovy odporové sítě a multiplexer pro přivedení kalibračního impulsu. Jako diferenciální zesilovač je použit integrovaný INA321. Specifikace modulu jsou uvedeny v Tab.4. Modul je realizován jako zásuvná nástavba do desky Arduino UNO. Modul obsahuje zdroj referenčního napětí pro A/D převodník, jehož úroveň je 3V. Připojení elektrod je realizováno pomocí konektoru typu stereo jack velikosti 3,5mm. Analogový výstup Olimexina je primárně přiveden na analogový pin Arduino A0. Díky přepínači je možné výstup z modulu přepínat na libovolný analogový pin. Tímto je možné současně použít až šest různých modulů. Kalibrační impuls je získán z digitálního výstupu Arduino, kdy je použit signál o amplitudě 5V (3,3V) s frekvencí 10Hz. Tento signál je přes dělič, který má poměr 1:20 000, přiveden na CAL konektor. Pro test modulu pomocí kalibračního impulsu je nutné použít externí vodiče. Těmito vodiči je propojen CAL konektor se vstupy modulu.

Tab.4: Parametry Olimexino modulu

Specifikace	Olimexino EKG/EMG
Počet vstupů	1
Šířka pásma	0.16 – 40Hz
Vstupní impedance	$10^{13}\Omega$
Šum zesilovače	0,2 μ V; f = 100Hz
Filtry analogové	HP = 0.15 Hz DP = 40 Hz
Filtry číslicové	volitelně
CMRR	90dB (INA321)
Zesílení	202.92 – 3595.6
Napájení	5V/3,3V z Arduino
Připojení	Jack 3,5mm Zásuvný modul



Obr.4.2: EKG modul

4.3 Bluetooth modul

Bluetooth (BT) standart byl vytvořen firmou Ericsson v roce 1994 jako bezdrátová náhrada za sériovou linku (RS232) a je definován standardem IEEE 802.15.1. Od roku 1994 prošel standart velkým vývojem. V dnešní době je již k dispozici verze 4.0. Jednotlivé verze se od sebe liší spotřebou daného BT zařízení a jeho maximální dosažitelnou přenosovou rychlostí. Je dobré ovšem poznamenat, že BT verze jsou mezi sebou zpětně kompatibilní s tím, že rychlost a kvalita přenosu odpovídá nejslabšímu článku v přenosovém řetězci. BT pracuje ve frekvenčním pásmu 2,4GHz. Ve standardu je definováno několik výkonových úrovní – 1mW, 2,5mW, 100mW. Vzhledem k rozsahu výkonových úrovní se dosah BT zařízení pohybuje v řádech desítek až stovek metrů. Bluetooth definuje několik komunikačních protokolů, které se od sebe liší účelem použití daného BT zařízení, např. sdílení internetu, přenos hudby, přenos dat. Před spojením dvou bluetooth zařízení je nutné tyto zařízení spárovat. Párování je zde z důvodu identifikace zařízení a bezpečnosti. Párování probíhá pomocí kódu, který si obě zařízení vymění a uloží do paměti pro další použití. V případě této práce bude rozebrán zejména SPP protokol, neboť je využíván použitým BT modulem.[20]

4.3.1 SPP protokol

Tento protokol je bezdrátovým ekvivalentem sériové linky RS232. Jedná se o asynchronní přenos informací pomocí pevně nastavené přenosové rychlosti. Jako kontrolní mechanismus přijetí zprávy slouží parita.

Parita u RS232 slouží k zabezpečení přenosu dat. Jedná se o předem domluvený bit, který slouží k detekci správného přenosu dat resp. počtu jedničkových bitů. Parity rozlišujeme:

- Sudá parita – počet jedničkových bitů + parita = sudé číslo
- Lichá parita – počet jedničkových bitů + paritní bit = liché číslo

Pokud je domluva mezi komunikujícími stranami na sudé paritě, tak přijímač sečte počet jedničkových bitů a porovná s paritním. Jestliže vyjde sudé číslo, přenos proběhl bez problémů. Pokud vyjde liché číslo, přijímač žádá o opakování zprávy. Přenos paritního bitu se v praxi příliš nepoužívá, neboť jeho použitím klesne počet přenášených datových bitů. [21]

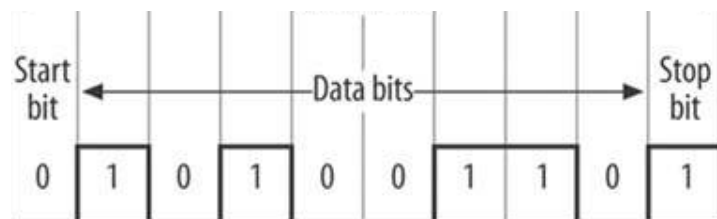
Řízení toku dat probíhá pomocí formy *Handshaking* (podání ruky). Může být buď hardwarový, nebo softwarový. V případě hardwarového handshakingu se jedná o přenos od vysílače k přijímači, že vysílač má připravená data k odeslání a přenos od přijímače k vysílači, že přijímač je schopen data zpracovávat. Softwarový handshaking probíhá na úrovni komunikačních protokolů, kde si strany sdělí svoji připravenost k přenosu dat. Tyto znaky jsou v ASCII tabulce uvedeny jako XON/XOFF (začátek přenosu, konec přenosu).

Jak již bylo zmíněno v úvodu, přenos dat pomocí sériové linky je asynchronní. Data jsou přenášena přesně danou rychlostí a jsou vždy uvozena startovací sekvencí (nízká úroveň) a ukončena ukončovací sekvencí (vysoká úroveň). K synchronizaci se používá sestupná hrana start bitu. Na Obr.4.3 vidíme jeden přenosový rámec. Jeden přenosový rámec se skládá ze start bitu, 8 datových bitů, stop bitu a parity. Datových bitů může být

v rozmezí 4 – 8. Délka stop bitu může být buď v délce datového bitu, nebo 1,5 – 2 násobek datového bitu. Nejčastěji se používá přenosový rámec s tímto nastavením, které se zapisuje 8N1:

- Start bit
- 8 datových bitů
- 1 Stop bit
- Žádná parita (N)

Přenosový rámec je minimální skupina přenášených dat.



Obr.4.3:Přenosový rámec

Přenosové rychlosti jsou odvozeny od násobku 300 bit/s, uvádějí se v Baudech (Bd). Maximální přenosová rychlost sériové linky je 115200 bit/s. Je dobré poznamenat, že kvůli přítomnosti start a stop bitu je 20 % přenosové rychlosti ztraceno. V rámci této práce je nutné pomocí sériové linky přenášet 10 bitová data s minimální vzorkovací frekvencí 1000 Hz. Z teorie je patrné, že jeden přenosový rámec obsahuje 8 bitů. K přenosu čistě jednoho vzorku, bez terminačních znaků, jsou nutné 2 byte (16 bitů). Při přenosu je nutné přenášet i terminační znaky (CR (návrat tiskové hlavy), LF (posun o řádek)). Díky těmto znakům je každý vzorek zapisován „na nový řádek“. Každý terminační znak se přenáší pomocí jednoho rámce, tedy 1 byte. Celkový počet bitů pro přenos jednoho vzorku je tedy 32. Po dosazení do rov. 4 je výsledná maximální vzorkovací frekvence 1440Hz pro přenosovou rychlost 57,6 kbit/s. Tato maximální vzorkovací frekvence je dostačující, neboť je nutné vzorkovat s frekvencí 1000Hz.

$$Fvz_{max} = \frac{Bd}{počet\ bitů} * 0.8 [Hz] \quad (4)$$

4.3.2 BT modul

Pro přenos signálu byl použit Bluetooth modul (BT modul) HC – 05. Tento modul pracuje se standardem bluetooth 2.0 + EDR (*Enhanced Data Rate*). EDR zavádí novou modulační techniku signálu, která zvyšuje propustnost bluetoothu. Dále výrazně zvyšuje životnost baterie, protože navázání spojení i přenos dat probíhají kratší dobu než u předchozích verzí BT. Maximální přenosová rychlost tohoto standardu je 3 Mbit/s. Modul spadá do druhé výkonové třídy. Na Obr.4.3. vlevo je možné vidět zadní stranu BT modulu, kde jsou popsány jednotlivé konektory. Funkce jednotlivých konektorů je následující:

- EN – slouží pro přechod AT módu
- VCC – napájení
- GND – zem
- TXD – příchozí data
- RXD – odchozí data
- SATE – nezapojen u HC – 05



Obr.4.4:Bluetooth HC – 05

AT mód slouží pouze pro změnu nastavení parametrů BT modulu. Pro přechod do tohoto módu je nutné připojit pin EN na logickou jedničku tj. +5V ihned po připojení napájení. K tomuto slouží tlačítko umístěné v pravém dolním rohu BT modulu viz Obr. 4.4. vpravo. Pro vizuální kontrolu, že se modul nachází v příkazovém módu, je možné využít signalizační LED diodu, která bliká v intervalu dvou vteřin. Pro zadávání příkazů

je nutné použít knihovnu *software serial*, která emuluje sériovou linku na digitálních pinech arduina. V případě této práce byly využity piny 2 a 3, jako TX/RX. Příkazy jsou zadávány pomocí terminálu, který je součástí vývojového prostředí arduina, nebo externího programu. V příkazovém módu je možné měnit celou řadu parametrů jako přenosovou rychlost, počet přenášených bitů v jednom rámci, slave/master konfiguraci, timeout, počet maximálních připojených zařízení, přístupové heslo, jméno zařízení. Podrobný seznam nastavení včetně použitých příkazů pro jejich provedení je možné nalézt v technické specifikaci BT modulu EGBT – 045MS [23].

Modul je možné připojit na napětí v rozsahu 3,6 – 6V, maximální proudový odběr se pohybuje kolem 40mA.

Výchozí nastavení modulu umožňuje okamžitou komunikaci s periferními zařízeními bez složitého nastavování. Je ovšem nutné znát tyto parametry pro úspěšné spárování a nastavení stejných přenosových parametrů na přijímači. V rámci této práce budou parametry bluetooth modulu modifikovány. Modifikovány budou následující parametry: přenosová rychlost BT modulu, jméno. Ostatní parametry jsou ponechány výchozí.

Výchozí nastavení modulu:

- Přenosová rychlost – 9600 Baud/s
- Přenos rámce 8N1
- Žádná parita
- Komunikace bez „Handshake“
- Heslo – 1234
- Jméno – linvor

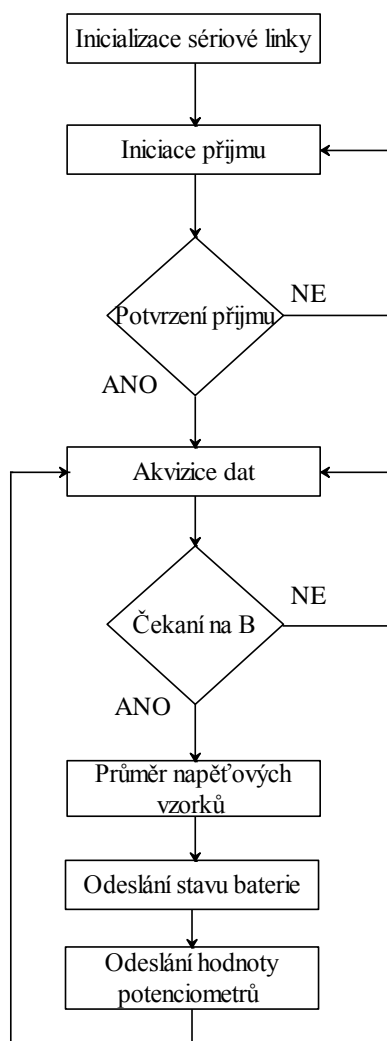
Připojení BT modulu k Arduinu je realizováno pomocí sériové linky, kdy RX pin BT modulu je zapojen do TX pinu Arduina. TX pin modulu je zapojen do RX Arduina.

5 REALIZACE SYSTÉMU

V této kapitole bude rozebrána realizace systému s moduly popsanými v kap.4.

5.1 Popis programové části pro mikroprocesor

Princip komunikace navrženého akvizičního systému se svými moduly ilustruje blokový diagram na Obr. 5.1.



Obr. 5.1: Blokové schéma programu pro mikroprocesor

5.1.1 Inicializace sériové linky

Inicializace sériové linky probíhá s následujícími parametry. Přenosový rámec je nastaven v režimu 8N1, přenosová rychlost je 57 600 baud. Název BT modulu byl změněn na „EKG“. Ostatní parametry byly ponechány jako výchozí.

5.1.2 Inicie příjmu

V případě iniciace příjmu probíhá periodické vysílání příkazu „Wait“ s periodou 300ms. V případě detekce programu v PC je vyslán do procesoru bit s hodnotou 1, který zahajuje akvizici elektrokardiogramu.

5.1.3 Čekání na příkaz

V případě příjmu příkazu „B“ se přeruší akvizice a proběhne průměr osmi vzorků napětí baterie. Průměrování vzorků je zde kvůli rušení měniče v powerbance. Průměrování právě osmi hodnot vzorků je zde kvůli menší výpočetní náročnosti, kdy je dělení provedeno bitovým posunem.

5.1.4 Odeslání stavu potenciometrů

Po odeslání osmi vzorků baterie je odeslán stav potenciometrů. Protokol odeslání stavu potenciometrů je uveden v Kap. 6 *Modifikace systému*.

5.2 Napájení

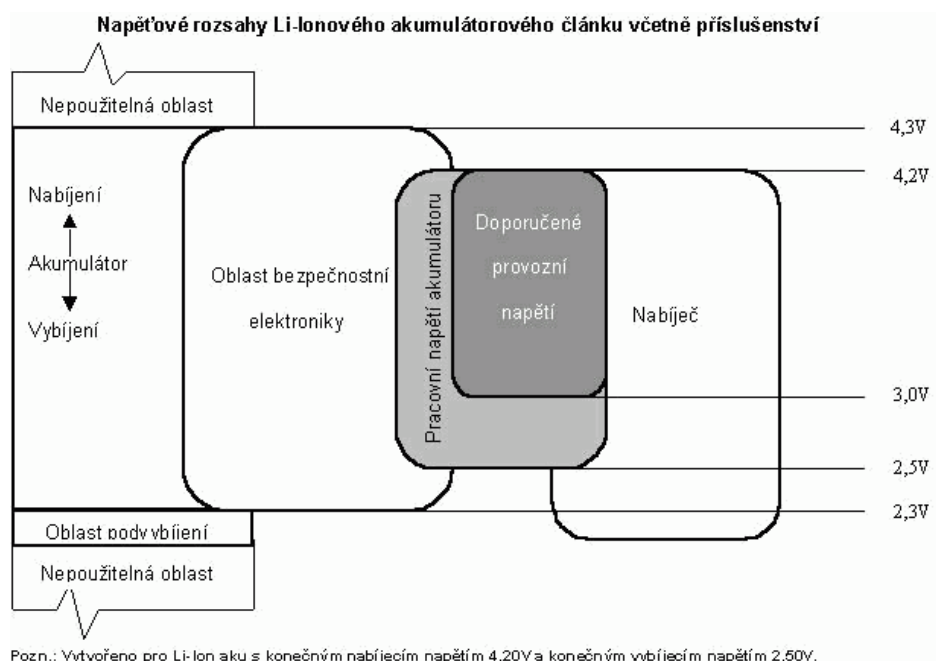
V rámci řešení této práce nastal problém ohledně volby napájecího zdroje. Jak bylo zmíněno v kap. 4.1., zařízení je možné napájet dvěma způsoby. Proudový odběr celého zařízení je 60mA, nicméně zdroj by měl poskytnout minimálně 100mA (dle použitého vstupu a případně rezervy). Zdroj musí napájet celé zařízení nejlépe celou délku experimentu a nesmí být zdrojem rušení. Vhodná by byla schopnost rychlého nabíjení, případně rychlá výměna za jiný zdroj. Jako vhodné řešení napájení se jeví *powerbanka*, která se používá k napájení drobných elektrických zařízení, jako jsou mobilní telefony, navigace, atd. Powerbanka vyhovuje všem výše zmíněným požadavkům. Jediný problém může nastat v případě aditivního rušení, protože powerbanky obsahují DC/DC měniče.

5.2.1 Lithium iontové baterie

Powerbanky obsahují Lithium iontové baterie. Tyto baterie mají následující vlastnosti:

- Vysoké jmenovité napětí – typicky 3,7V
- Vysokou hustotu energie až 200Wh/Kg z toho plynoucí nízkou hmotnost
- Dlouhou životnost až 1500 nabíjecích cyklů, při správném zacházení
- Nemají paměťový efekt – je možné je nabíjet v jakémkoli stavu
- Velmi náchylné na přebíjení a podvybíjení – nutné použít elektronické ochranné obvody

- Nabíjení probíhá konstantním napětím
- Velký vnitřní odpor – není možné je vybíjet vysokými proudy
- Nabití na 80% kapacity za 1 hodinu
-

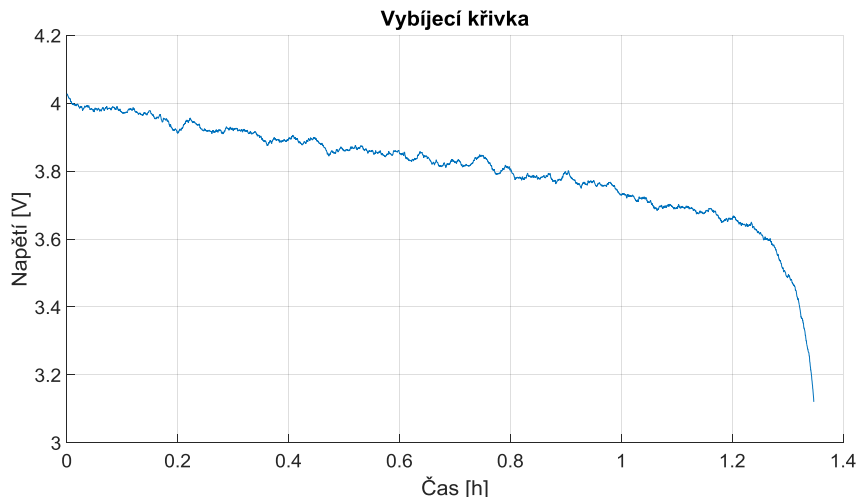


Obr.5.2: Napětové rozsahy Li – ion akumulátoru

Powerbanky již obsahují nezbytné řídicí a ochranné obvody, které se starají o bezpečné nabíjení a vybíjení baterie. V rámci nejlepší cenové dostupnosti byla vybrána powerbanka neznámého výrobce, která stojí kolem 150Kč. Obsahuje pouze dobíjecí Lithium – iontovou baterii s parametry 3,7V/9900mAh a již zmíněné měniče, resp. ochranné obvody. Kapacita baterie je ovšem zavádějící. Vybíjecí křivku použité baterie je možné vidět na Obr.5.3. Vybíjení probíhalo konstantním proudem 250mA. Čas vybíjení byl 4929s, tedy 1,36 hodin. Výslednou kapacitu je možné vypočítat dle rov.5. Dle Obr.5.2 byl vybíjecí algoritmus stanoven tak, aby baterie pracovala v doporučeném provozním napětí a byla prodloužena její životnost na maximum.

$$Kapacita = \text{čas vybíjení} * \text{vybíjecí proud} \quad (5)$$

Reálná kapacita baterie je tedy 342mAh. Tato baterie tedy postačuje na 5,7 hodin provozu elektrokardiogramu. V případě potřeby je možné baterii vyměnit za jinou, kvalitnější. Nová baterie by měla mít koncové nabíjecí napětí 4,2V a koncové vybíjecí napětí 2,5V. Další možností je použití jiné powerbanky, u které by bylo vhodné změřit, zda není zdrojem rušení a eventuálně ji přizpůsobit pro implementaci signalizaci stavu baterie do zařízení. [24]



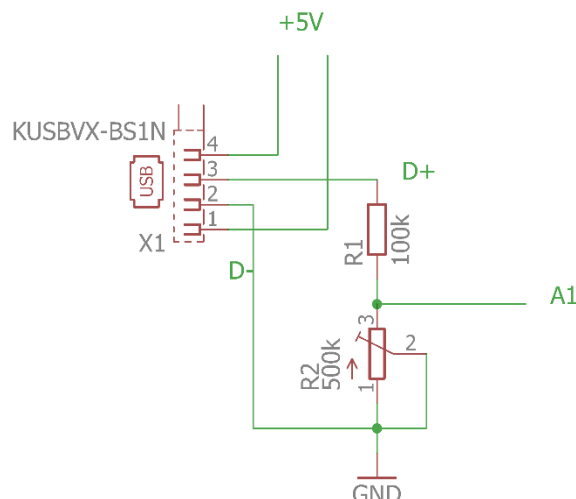
Obr.5.3: Vybíjecí křivka baterie GTF TR18650 3,7V

5.2.2 Detekce stavu baterie

Pro měření napětí baterie bylo nutné měřit napětí na baterii přímo, nikoliv na výstupu DC/DC měniče, který poskytuje na výstupu konstantní napětí 5V. Většina dostupných powerbanek využívá k napájení připojených zařízení USB konektor, který je vybaven čtyřmi piny. Dva slouží pro napájení zařízení a dva slouží pro přenos dat. V případě připojení k powerbance jsou datové piny nevyužity. Ve většině powerbanek jsou zkratovány. Zkratováním datových pinů je podána připojenému zařízení informace, že je připojen ke zdroji, který umožňuje větší proudový odběr než 500 mA, který vyplývá ze standardu USB. Na datové piny se v některých případech přivádí napětí, které identifikuje kompatibilní nabíječku (iPhone). Napěťové úrovně se na datových pinech pohybují v rozsahu 2 – 3.6V pro vysokou úroveň. [25] [26]

Tohoto bylo využito v této práci, kdy na datové piny bylo přivedeno napětí z baterie. Napětí se pohybuje, dle katalogové listu použité baterie, v rozsahu od 4.2 V do 2,5V. Připojení bylo provedeno vzhledem k polaritě datových kanálů USB. Na D+ byl připojen kladný pól baterie, na D- záporný pól. Na straně Arduina byl použit napěťový dělič viz Obr.5.4. Dělič je zde použit z důvodu snížení napěťové úrovně maximálního napětí baterie na úroveň 3V z důvodu použití referenčního napětí pro A/D převodník. Dělič byl vypočítán pomocí rovnice pro nezatížený dělič, neboť vstupní impedance Arduina je $100\text{M}\Omega$ a je možné ji zanedbat. Hodnota rezistoru R_1 byla stanovena na $R_1 = 100\text{k}\Omega$, hodnota $R_2 = 280\text{k}\Omega$. Rezistor R_2 byl realizován pomocí trimru, kterým se doladuje přesná hodnota napěťové úrovně.

$$U_2 = U_1 * \frac{R_2}{R_1 + R_2} \quad (6)$$



Obr.5.4: Dělič napětí na Arduino

Z vybíjecí křivky viz Obr.5.3. je stanovena tabulka, která je implementována v programu v PC. Na základě napětí baterie je pomocí tabulky odečtena zbývající kapacita. V případě změny napájecí baterie (powerbanky) je nutné provést nový výpočet tabulky a případně přenastavit hodnotu R_2 resp. trimru tak, aby maximální úroveň napětí na jeho výstupu byla 3V při plně nabité baterii. Tyto hodnoty byly změřeny pomocí programů *baterie.m* a *baterie.ino*, které jsou součástí přílohy. V případě pouhé výměny baterie je nutné dodržet její specifikace, zejména její koncové nabíjecí (4,2V) a vybíjecí napětí (2,5V), kapacitu je možné měnit. Tabulku ani hodnotu trimru není v tomto případě nutné znova nastavit. Tyto specifikace jsou uvedeny v kap. 5.2.1.

5.2.3 Odstup signálu od šumu

Z důvodu zjištění přítomného rušení při napájení pomocí powerbanky byl vypočítán poměr signál/šum (SNR). Šum byl vypočítán jako rozdíl dvou identických EKG záznamů s délkou dvou vteřin dle rov.7. Za proměnnou X byl dosazen signál pořízený při napájení pomocí 9V baterie. Za proměnnou Y byl dosazen signál pořízený při napájení zařízení pomocí powerbanky. Jako referenční signál byl zvolen sinusový srdeční rytmus s tepovou frekvencí 180 tepů za minutu získaný z generátoru *Seculife PS Tech M684B* zapůjčený na UMBI, napájení bylo provedeno pomocí 9V baterie. Výpočet SNR byl proveden dle rov. 8., kde proměnná *Signál* značí výkon užitečného signálu a proměnná *Šum* výkon šumu.

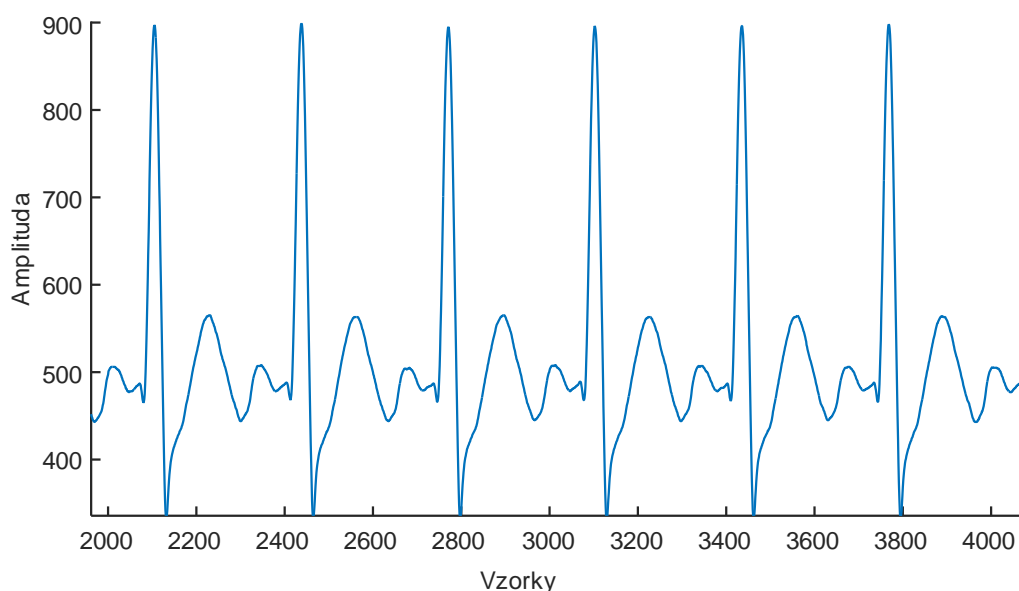
$$\text{šum} = EKG_{BAT} - EKG_{POW} \quad (7)$$

$$SNR = 10 * \log_{10} \frac{\text{Signál}}{\text{šum}} \quad (8)$$

V případě napájení pomocí 9V baterie je odstup signálu od šumu 25,1dB, v případě použití powerbanky je 25,2dB. Z hodnot je tedy patrné, že i velmi levná powerbanka nemá vliv na zašumění signálu. Nicméně při případné výměně powerbanky je vhodné změřit SNR.

5.3 Oživení elektrokardiogramu

Na Obr.5.5 je pokusný záznam EKG. Jako zdroj pro toto měření byl použit generátor EKG signálu. Jako testovací signál byl použit sinusový rytmus s tepovou frekvencí 180 tepů za minutu. Propojení elektrod s akvizičním systémem bylo provedeno pomocí tří 20cm nestíněných vodičů. Parametry přenosu byly nastaveny dle kap.5.1. Výstup z Olimexina byl přiveden na analogový pin A0. Signál nebyl filtrován. Program pro zobrazení dat byl vytvořen v programovém prostředí Matlab. Systém byl napájen powerbankou. Referenční napětí bylo nastaveno na 3V a bylo přivedeno na Aref pin Arduina. Na Obr. 5.6 je možné vidět sestavené, nezakrytované a zapojené zařízení s generátorem EKG signálu.



Obr.5.5: EKG záznam 180 tepů za minutu



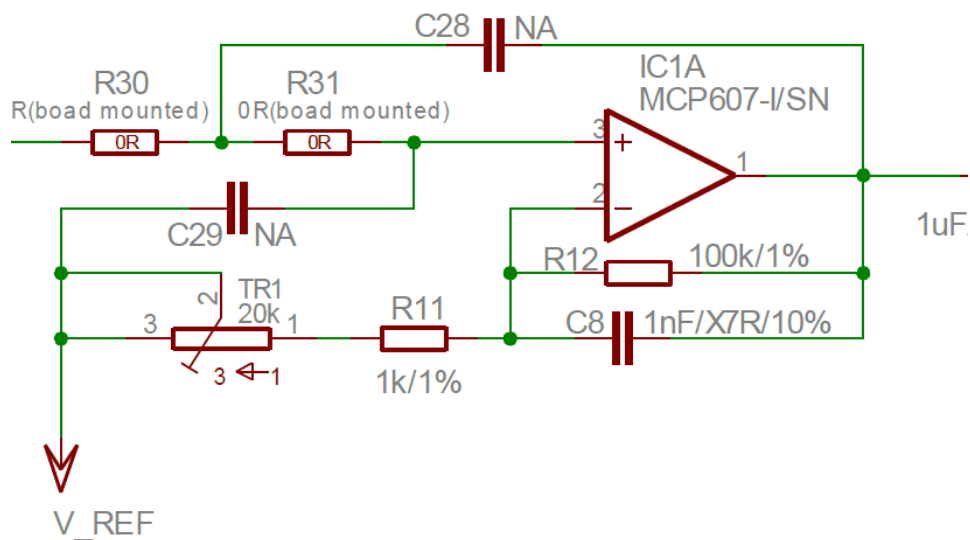
Obr. 5.6: Sestavené zařízení s testovacím generátorem

6 MODIFIKACE SYSTÉMU

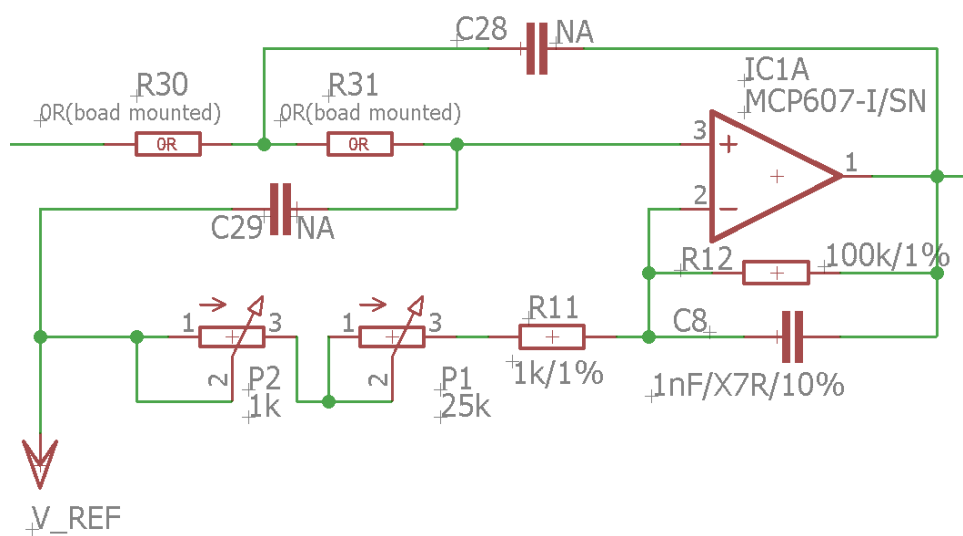
Vzhledem k požadavku snadné změny zesílení systému a následné změny rozsahu napětí byl systém modifikován. Popis modifikace je nastíněn v této kapitole.

6.1 Modifikace zapojení pro Olimexino

V původním zapojení modulu Olimexino (viz. Obr.6.1) byl trimr TR1 realizován pomocí vysokootáčkového trimru o hodnotě 20 k Ω . Maximální počet otáček trimru je 25. Změna hodnoty odporu je přibližně 800 Ω na otáčku. Trimrem bylo možné měnit zesílení v intervalu 5,76 – 101 násobku původního signálu. V případě změny zesílení byla na výstupu pouze absolutní hodnota napětí bez vztažné úrovně k aktuálně nastavené úrovni zesílení. Pro potřebu kvantitativního měření bylo nutné zjistit aktuální úroveň napětí na vstupu modulu a tuto hodnotu resp. aktuální rozsah hodnot zobrazit na ose y v grafu. Tohoto bylo dosaženo výměnou vysokootáčkového trimru za dva stereopotenciometry. Odporů potenciometrů byly zvoleny na $P_1 = 25\text{k}\Omega$ a $P_2 = 1\text{k}\Omega$. Hodnota potenciometru P_2 byla zvolena z důvodu jemného doladění zesílení a toho, že jeho hodnota odpovídá přibližně jedné otáčce původního trimru. Potenciometry jsou zapojeny sériově pro obvod Olimexina viz Obr.6.2. Dle rov. 9 je možné vypočítat zesílení operačního zesilovače $IC1A$ po modifikaci.



Obr.6.1: Původní zapojení



Obr.6.2: Modifikované zapojení

Rovnice pro výpočet zesílení operačního zesilovače po modifikaci:

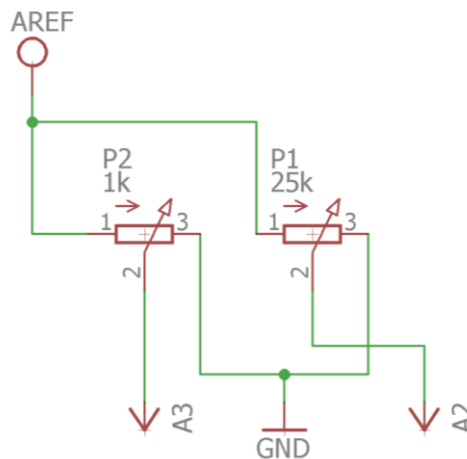
$$Au = 1 + \frac{R_{12}}{P_1 + P_2 + R_{11}} \quad (9)$$

Po dosazení krajních hodnot potenciometrů se zesílení pohybuje v intervalu 4,7 – 101 násobku původního signálu.

6.2 Modifikace programu

Zapojení „druhých“ částí potenciometrů je možné vidět na Obr.6.3: . Potenciometry jsou připojeny na zdroj referenčního napětí. Velikost referenčního napětí jsou 3V. Výstupy potenciometrů jsou přivedeny na analogové piny arduina P₁ na A₂, P₂ na A₃. Program Arduina byl modifikován pro potřebu snímání napětí na potenciometrech. Blokové schéma je na Obr. 5.1.

V programu je po odeslání stavu baterie změřen úbytek napětí na obou potenciometrech. Hodnoty jsou odesílány ve formátu surových hodnot A/D převodníku, tedy 0 – 1023. Hodnoty potenciometru P₂ jsou vynásobeny konstantou 1/25. Výsledná hodnota, která je odeslána do počítače, je součet hodnot obou potenciometrů. Z těchto hodnot „zesílení“ je podle regresní křivky stanoven přepočet na rozsah napětí na vstupu.



Obr.6.3: Zapojení potenciometrů

6.3 Výpočet polynomu zesílení

Modul Olimexino má integrovaný napěťový dělič pro tovární kalibraci. Tento dělič je nastaven v poměru 1:20000. Vstup děliče je možné přepínat mezi digitálními výstupy Arduina D4/D9 pomocí „jumperu“. Pro účely měření byl pro vstup děliče určen pin D4. Vstup D4 nebyl zapojen do Arduina, ale byl zapojen do externího generátoru. Výstupní napětí generátoru je možné regulovat v rozsahu 180mV – 22V. V případě přepočtu na napěťový rozsah na výstupu děliče je toto napětí v rozsahu 9μV – 1,1mV. Toto napětí je vstupní napětí do modulu. Výpočet polynomu probíhal následovně.

Na vstup děliče bylo přivedeno maximální napětí generátoru – 20V (1mV). Jako průběh napětí byl zvolen sinusový průběh s frekvencí 20Hz. Tato frekvence byla zvolena z důvodu, že leží ve středu přenosové charakteristiky Olimexina a je tedy zaručen maximální přenos. Pomocí potenciometrů bylo zesílení nastaveno tak, aby bylo výstupní napětí v plném rozsahu kvantovacích úrovní A/D převodníku, tedy 3V resp. 1023 na výstupu A/D převodníku. Následně byla odečtena hodnota úbytku napětí na

potenciometrech v surových hodnotách A/D převodníku a výstupní napětí modulu olimexino, které bylo měřeno osciloskopem. Tyto hodnoty byly vepsány do tabulky (Tab.5). Měření probíhalo pro třináct hodnot úbytku napětí na potenciometrech (Hodnota potenciometru). Z poměru výstupního napětí a vstupního napětí bylo vypočítáno jeho celkové zesílení viz rov 10. Ze závislosti zesílení na úbytku napětí na potenciometrech (vzorcích A/D převodníku, viz Obr.6.4) byl vypočítán polynom. Tento polynom přepočítává úhel natočení potenciometrů resp. úbytek napětí na potenciometrech na koeficient zesílení viz rov 11. Pomocí tohoto koeficientu jsou vzorky elektrokardiogramu (opět v rozsahu 0 – 1023) přepočítány na rozsah napětí.

$$Au = \frac{U_2}{U_1} \quad (10)$$

Tab.5: Hodnoty pro výpočet polynomu zesílení

U ₁	Hodnota trimru	U ₂	Au
[V]	[]	[V]	[Au]
0,001	1062	3,04	3040
0,001	1061	2,88	2880
0,001	1058	2,7	2700
0,001	1054	2,56	2560
0,001	1051	2,4	2400
0,001	1048	2,24	2240
0,001	1042	2,08	2080
0,001	1036	1,92	1920
0,001	1032	1,8	1800
0,001	1025	1,68	1680
0,001	1013	1,4	1400
0,001	981	1	1000
0,001	951	0,9	900

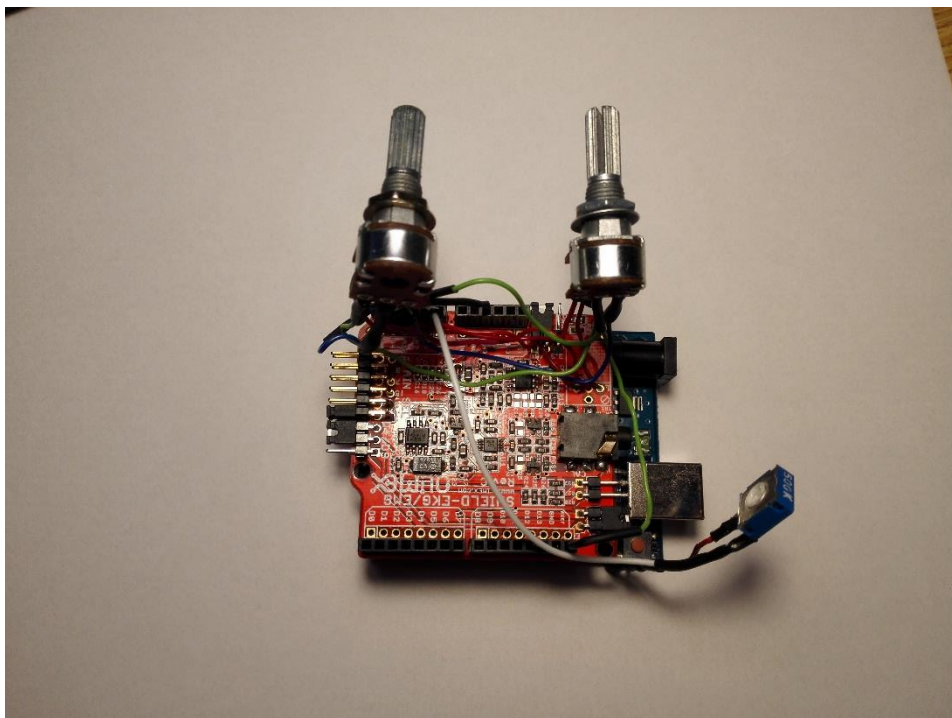


Obr.6.4: Závislost zesílení na úbytku napětí

$$y = 0,2222 * x^3 - 429,73 * x^2 + 208655 \quad (11)$$

Tímto polynomem je stanoven přepočít vzorků A/D převodníku, které jsou získány z měření úbytku napětí na potenciometrech, na aktuálně nastavené zesílení. Elektrické schéma upraveného modulu Olimexino je v příloze. Na Obr.6.5. je možné vidět modifikaci modulu zapojeného do Arduina.

Přesnost výpočtu byla ověřena zpětným měřením. V rozsahu zesílení (900x – 3040x) se pohybuje zkreslení špička – špička kolem 200μV, což představuje zkreslení 20%. Tato chyba je způsobena odchylkou interpolace polynomu.



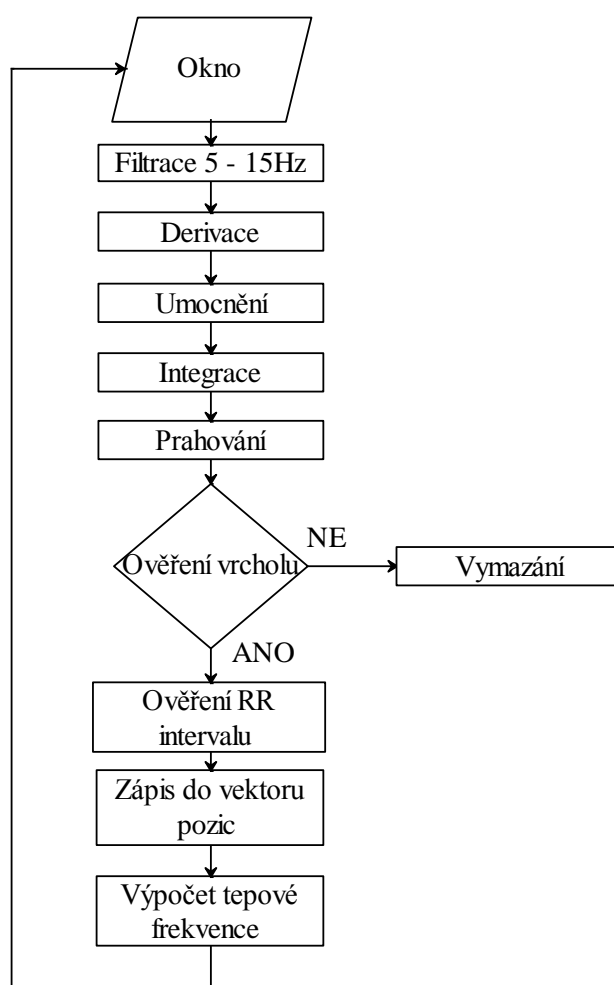
Obr.6.5: Modifikace modulu

7 NÁVRH APLIKACE

V této kapitole bude rozebrán návrh aplikace. V první části bude rozebrána metoda vyhodnocení tepové frekvence. V druhé části bude popsána kompletní aplikace pro zobrazení a nahrávání EKG.

7.1 Blokové schéma algoritmu vyhodnocení tepové frekvence

Algoritmus detekce R vlny pracuje podle blokového schématu, který je na Obr.7.1.



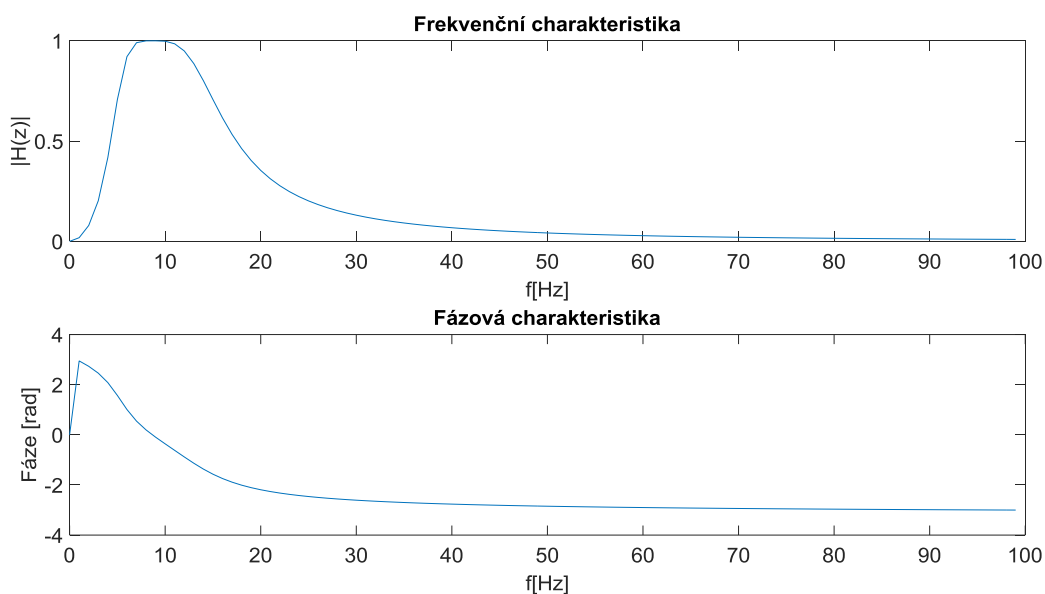
Obr.7.1: Blokové schéma algoritmu detekce R vlny

7.1.1 Okno

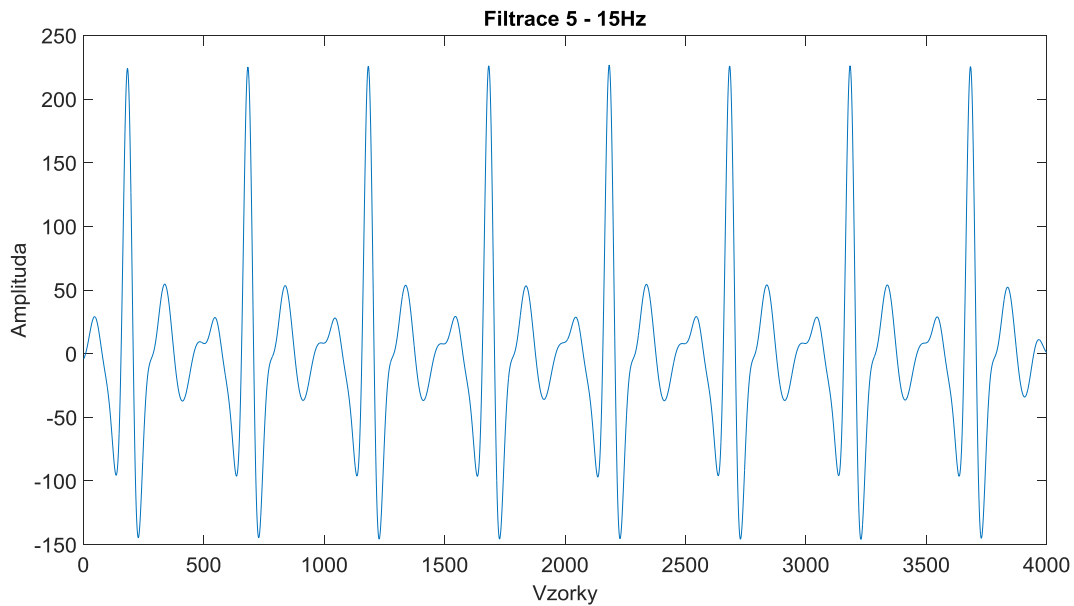
Okno zde slouží jako krátkodobá paměť, do které jsou načítány jednotlivé vzorky. Délka okna je stanovena na 2000 vzorků, tedy 2s záznamu. Tato hodnota se během akvizice může zvýšit, dle použité časové základny. Použití časové základny bude popsáno v dalších kapitolách.

7.1.2 Filtrace

Nejprve byla z nativního signálu odečtena jeho střední hodnota. Tento krok odstraní případné kolísání izolinie signálu a zlepší detekci QRS komplexu pomocí prahovací funkce. Filtrace byla provedena pomocí IIR pásmové propustě ve frekvenčním rozmezí 5 – 15Hz, ve kterém se vyskytuje největší výkon QRS komplexu. Frekvenční a fázová charakteristika je na Obr.7.2, Obr.7. na Obr.7.3. je filtrovaný signál EKG se zvýrazněnými QRS komplexy.



Obr.7.2: Frekvenční a fázová charakteristika



Obr.7.3: Signál po filtraci pásmovou propustí

7.1.3 Integrace

Integrace proběhla pomocí posuvného okna o délce 110 vzorků. Tato délka odpovídá časovému intervalu, při vzorkovací frekvenci 1kHz, 0.11ms. Délka tohoto okna je zvolena z důvodu časového trvání QRS komplexu. Časové trvání QRS komplexu je uvedeno v Tab.1. Délku okna je možné v případě potřeby změnit v hlavním programu *EKG.m*. **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**

7.1.4 Prahování

Nejprve byly stanoveny počáteční prahy, které jsou stanoveny dle následujících rovnic:

$$Práh_{signál} = 0.125 * \max(integrace) \quad (12)$$

$$Práh_{šum} = 0.125 * \frac{\sum_1^n integrace(n)}{n} \quad (13)$$

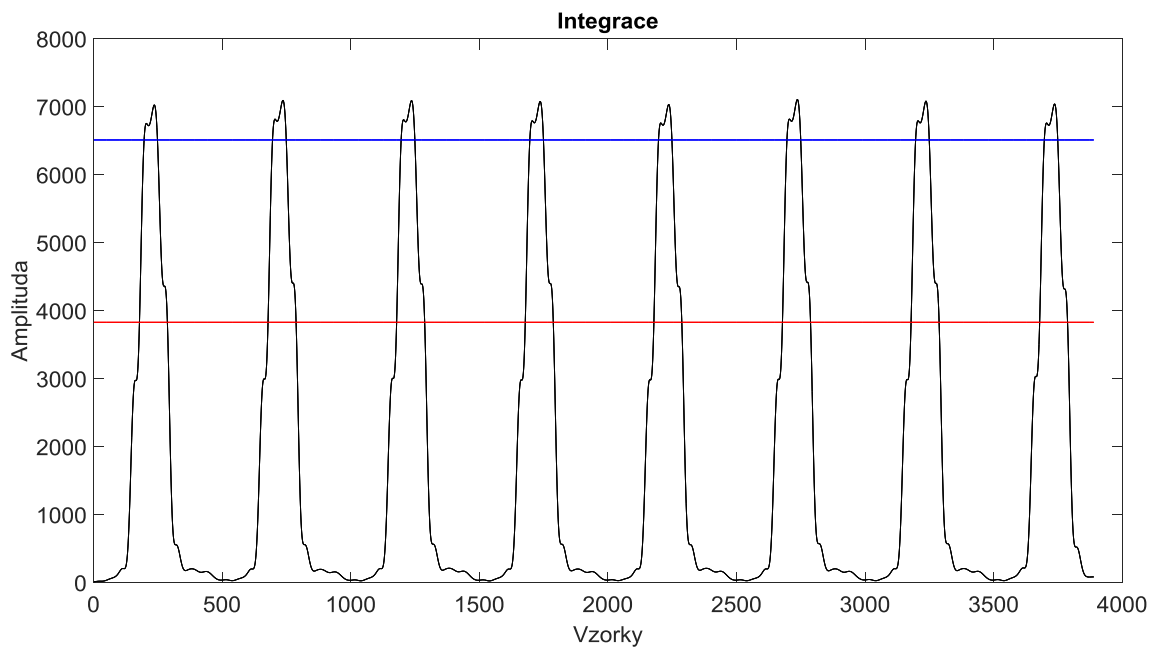
Pomocí rovnice 12 je vypočítán počáteční signálový práh. Pomocí rovnice 13 je stanoven počáteční práh šumu. Tyto hodnoty byly stanoveny jako 1/8 průměru integračního okna. Práh pro šum je zde kvůli zvýšení SNR detekčního algoritmu a pro potlačení případných falešných špiček v integrovaném signálu. V průběhu běhu algoritmu jsou prahy vypočítávány dle rovnic (14,15). Dle rovnice (14) je vypočítán signálový práh pro následující integrační okno jako součet 0,125 násobku nalezeného maxima v aktuálním okně a 0,8 násobku amplitudy poslední úspěšně detekované R vlny.

$$Práh_{signál} = 0.125 * \max(integrace) + 0.8 * poslední_R \quad (14)$$

$$Práh_{\text{sum}} = 0.125 * \frac{\sum_1^n \text{integrace}(n)}{n} + 0.875 * prah_{\text{sum}} \quad (15)$$

Dle rovnice 15 je vypočítán práh šumu pro další integrační okno. Práh šumu je vypočítán jako 1/8 průměru v aktuálním okně, ke kterému je přičteno 7/8 poslední hodnoty šumu. Rovnice (16) slouží pro výpočet nové prahové hodnoty pro další integrační okno. Výpočet je realizován jako součet prahové hodnoty šumu a 1/4 rozdílu prahových hodnot vypočítaných dle rovnic (14,15). Na Obr.7.4 je vyobrazen výstup integračního filtru včetně úrovně prahů. Modrou barvou je znázorněn signálová práh, červenou barvou je znázorněn práh šumu.

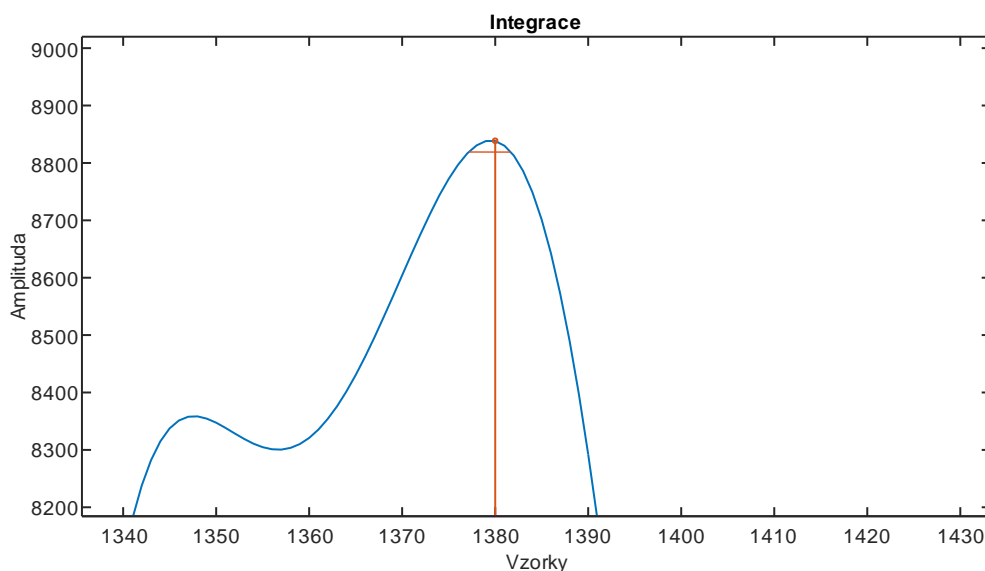
$$Práh = Práh_{\text{sum}} + 0.25 * (Práh_{\text{signal}} - Práh_{\text{sum}}) \quad (16)$$



Obr.7.4: Prahování

7.1.5 Ověření korektnosti detekce vrcholu R vlny

Ověření vrcholu následuje po detekci prahovou funkcí. Tento krok ověří korektnost detekce R vlny. Algoritmus porovnává hodnoty vzorků vzdálených o dva vzorky před i za vrcholem. Pokud jsou tyto hodnoty pod úrovní detekované špičky, je splněna podmínka a vrchol je prohlášen za detekovanou vlnu. Detail tohoto algoritmu je vyobrazen na Obr.7.5. V případě nesplnění podmínky je souřadnice vrcholu vymazána. V případě kladné detekce je proveden zápis do vektoru pozic. Z vektoru pozic je vypočítán RR interval.



Obr.7.5: Prahová funkce

7.1.6 Ověření RR intervalu

V programu byla zavedena paměť pro devět RR intervalů, která je přepisována od nejstarších po nejnovější. Z těchto devíti intervalů jsou stanoveny hraniční hodnoty vypočítané dle následujících rovnic:

$$RR_{nejkratši} = 0,92 * \frac{\sum_1^9 RR\ interval\ (n)}{9} \quad (17)$$

$$RR_{nejdelši} = 1,16 * \frac{\sum_1^9 RR\ interval\ (n)}{9} \quad (18)$$

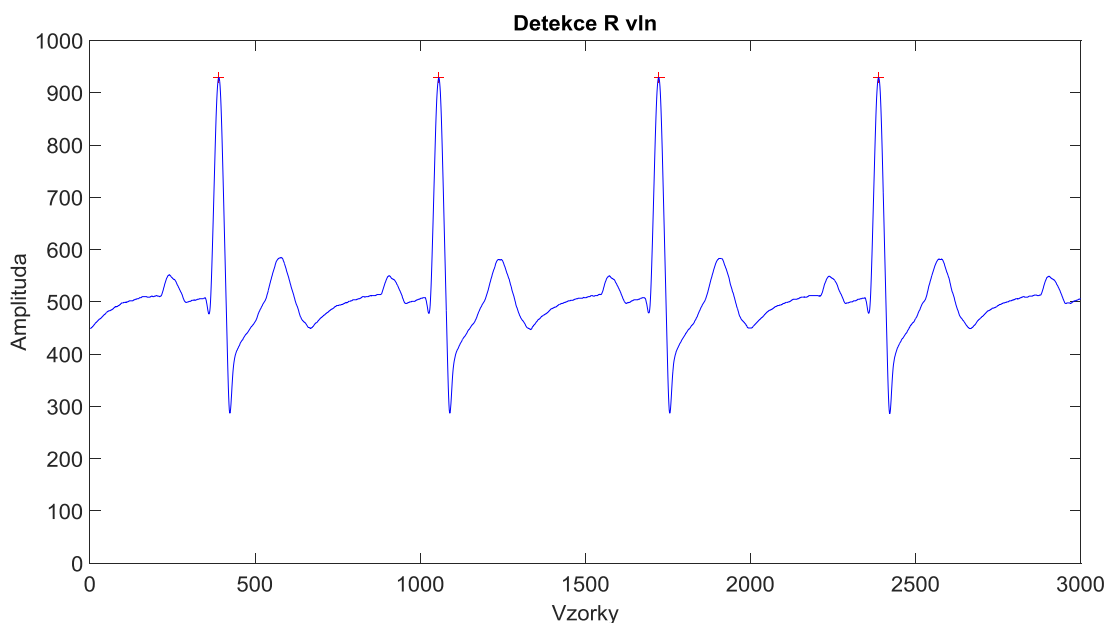
$$RR_{zpětné\ hledání} = 1,26 * \frac{\sum_1^9 RR\ interval\ (n)}{9} \quad (19)$$

Z hodnot $RR_{nejkratši}$ a $RR_{nejdelši}$ je stanoven časový interval dle rovnic (17,18). V případě nově zaznamenaného RR intervalu je tento interval porovnán s těmito hraničními hodnotami. V případě, že se nový RR interval nachází v těchto mezích, je vložen do vektoru RR intervalů a je z něj vypočítána tepová frekvence. Nový interval tedy přispívá k výpočtu nových hraničních hodnot. Tímto je zaručeno přizpůsobení hranic RR intervalů

variabilitě srdeční frekvence. V případě nesplnění této podmínky není interval vložen do vektoru intervalů a je vymazán, není z něj vypočítána tepová frekvence. V případě překročení hranice $RR_{zpětné\ hledání}$ je index smyčky nastaven na hodnotu peaku poslední úspěšné detekce. Práh je stanoven na polovinu předchozího prahu a je zahájeno opětovné hledání R vlny. V případě opětovného nenalezení R vlny v prodlouženém intervalu je práh snižován periodicky o 0,5. Jestliže byla R vlna detekována sníženým prahem, je pro jeho výpočet stanovena rovnice 19.

$$Práh_{signal} = 0.25 * \max(integrace) + 0.75 * práh_{signál} \quad (20)$$

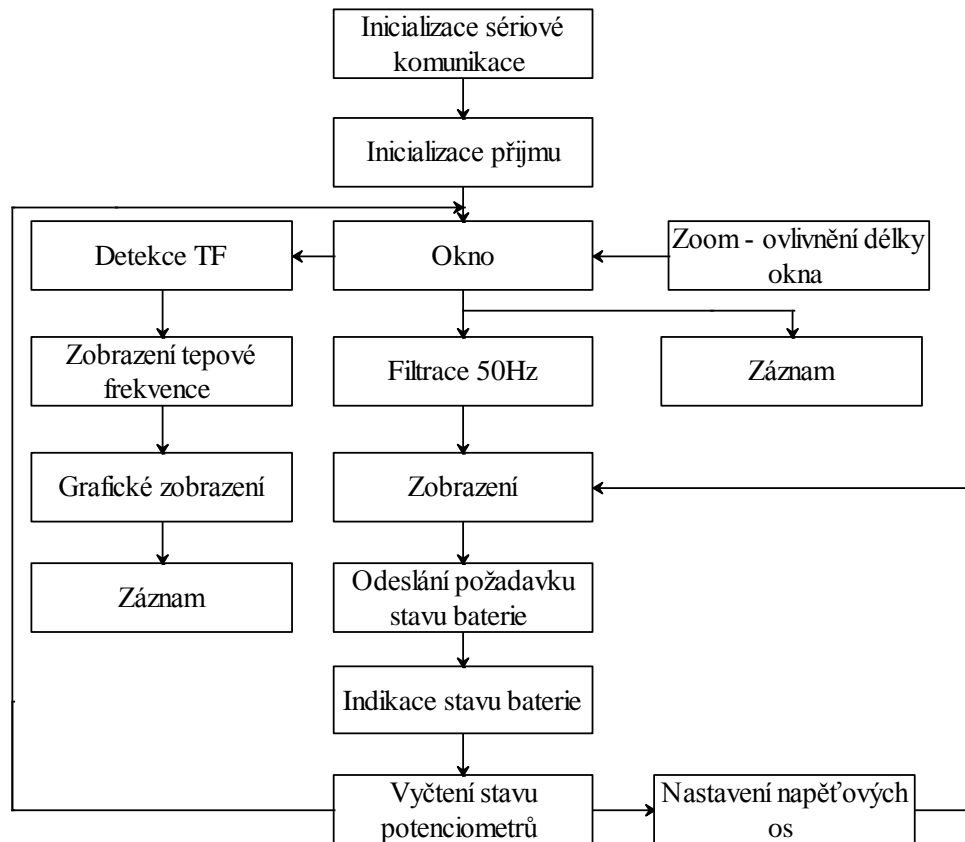
V algoritmu byla zavedena konstanta refrakterní periody. Konstanta je specifická pro každý organismus. Pro člověka je 250ms, králíka 150ms, myš 50ms. Vzhledem k testování zařízení na simulátoru lidského EKG byla konstanta stanovena na hodnotu 250ms. Konstanta posouvá v případě kladné detekce integrační okno o 250 vzorků (250ms). Na Obr.7.6. je znázorněna detekce R vln.



Obr.7.6: Detekce R vln

7.2 Aplikace pro zobrazení elektrogramu

Na Obr.7.7 je kompletní blokové schéma běhu vytvořené aplikace.



Obr.7.7: Blokové schéma hlavního programu

Nejprve proběhne inicializace sériové komunikace se stejnými parametry jako v kap. 5.1. V případě neúspěšné inicializace je vypsána do grafického prostředí programu chybová hláška a je nutné restartovat aplikaci (Matlab). Chybná inicializace nejčastěji nastává v případě zadání nesprávného názvu zařízení do příslušného pole. Restartování je zde z důvodu, že v případě chyby sériové komunikace je daný port již chybně otevřen a není jej možné znovu inicializovat se správnými parametry resp. názvem. Následuje iniciace příjmu, kdy program čeká na návěští „Wait“.

7.2.1 Okno

Okno slouží pro zobrazení dané části elektrokardiogramu. Velikost okna ovlivňuje velikost časového přiblížení resp. časové základny. Časovou základnu je možné nastavovat v rozsahu 200ms – 3s. Časová základna byla navržena vzhledem k použití daného zařízení. V případě klidové tepové frekvence laboratorního potkana uvedené v Tab.1 bude v okně o délce 250ms vyobrazen jeden průběh elektrokardiogramu. Toto okno ovlivňuje i velikost okna v rámci algoritmu vyhodnocení tepové frekvence viz

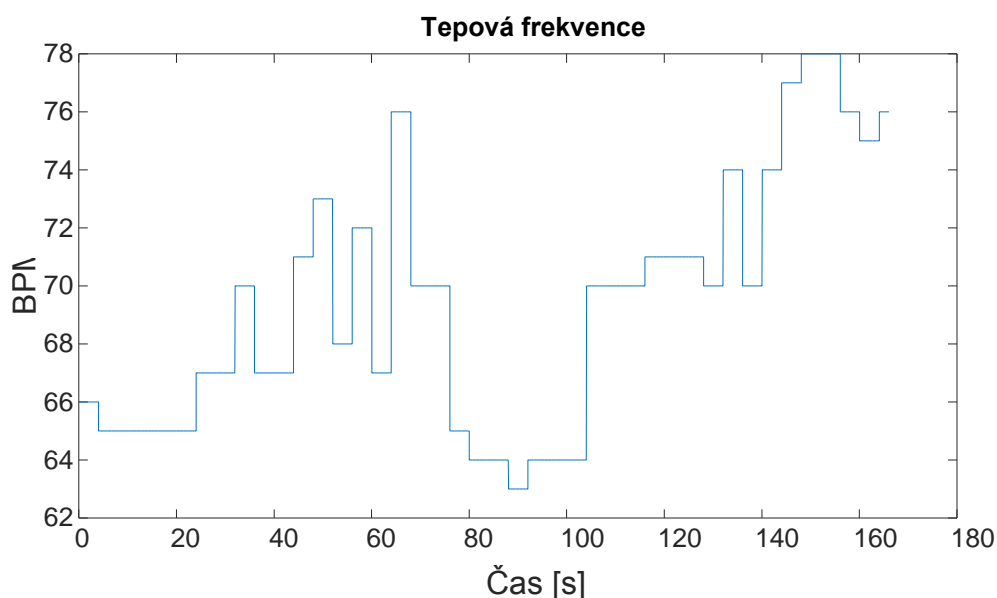
kap.7.1. V případě velikosti zobrazovacího okna nad 2s je z jeho konečné délky vypočítána tepová frekvence. Nedochází tedy ke ztrátě vzorků. V případě menší velikosti zobrazovacího okna než jsou 2s záznamu, jsou hodnoty doplňovány do konečné délky okna sloužící pro výpočet tepové frekvence.

7.2.2 Záznam

Zaznamenávají se jak vzorky EKG signálu, tak hodnoty tepové frekvence. Záznam je prováděn po oknech, vzorky EKG nejsou filtrovány. Textový soubor je uveden hlavičkou: *Fany EKG v1.0.;fvz = 1000Hz*. Data jsou zaznamenávána do sloupců. V jednotlivém řádku jsou data oddělena středníkem např. *520;120*, kde první hodnota je vzorek EKG signálu, druhá hodnota je vypočítaná tepová frekvence. Každý záznam je uložen do textové souboru do kořenového adresáře aplikace s aktuálním časem a datem (*15-Apr-2017_12_27.txt*).

7.2.3 Grafické zobrazení

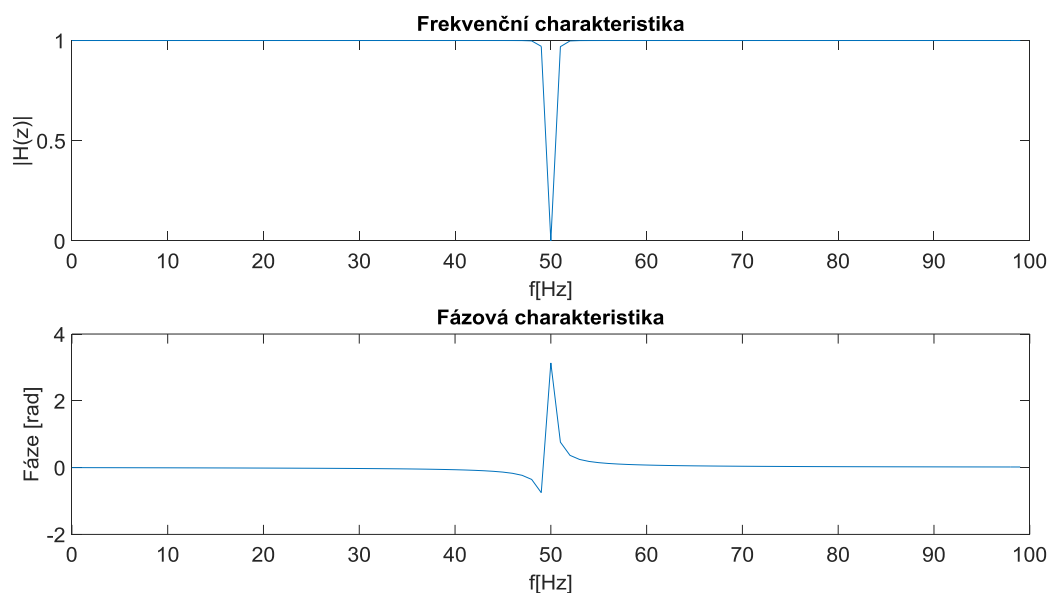
Tento blok umožňuje zobrazit závislost změny tepové frekvence v čase. Na ose x je tepová frekvence srdce. Na ose y je čas od začátku akvizice viz Obr.7.8. V případě změny časové základny je ovlivněn i časový krok na v tomto grafu.



Obr.7.8: Závislost tepové frekvence na čase

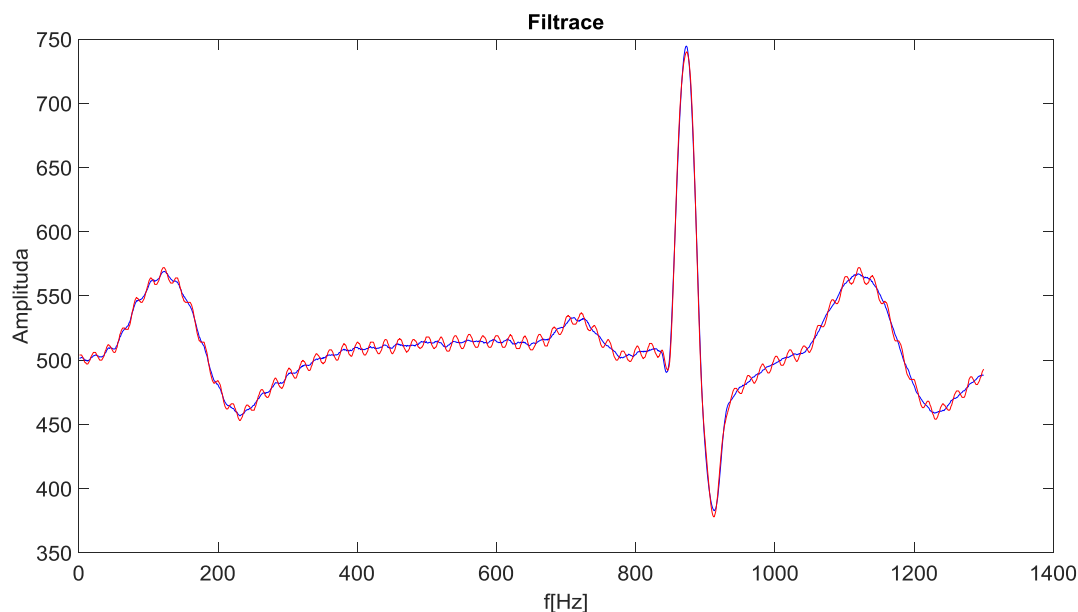
7.2.4 Filtrace

Filtrace byla realizována pomocí Butterworthova IIR filtru, řád filtru je 2. Mezní frekvence filtru byly stanoveny vzhledem ke střední hodnotě kmitočtu rozvodné soustavy. Kmitočet rozvodné soustavy se nachází 99,5% roku v intervalu 49,5Hz až 50,5Hz. Mezní frekvence filtru byly stanoveny vzhledem k tomuto intervalu. Na Obr.7.9. je frekvenční a fázová charakteristika navrženého filtru. [27]



Obr.7.9: Frekvenční a fázová charakteristika filtru

Výpočet dosaženého SNR byl vypočítán pomocí rovnice 7 v kap.5.2.3. Ze simulátoru ekg signálu byl vygenerován signál s interferencí se síťovým kmitočtem 50Hz a tepovou frekvencí 75 tep/min. Tento signál byl filtrován výše navrženým filtrem. Za proměnnou *signál* byl dosazen vyfiltrovaný EKG signál. Za proměnnou *šum* byl dosazen rozdíl zarušeného a filtrovaného signálu. Výsledné snr je pro tento filtr 40,9dB. Pokud uvažujeme počáteční snr 25,2dB uvedené v kap.5.2.3 jde o zlepšení odstupu signál/šum o 15,7dB. Filtr slouží pouze pro filtraci signálu který je zobrazován. V případě funkce nahrávání není filtr zahrnut z důvodu možné distorze signálu. V případě potřeby odstranění rušení v záznamu je dobré naprogramovat filtry vyšších řádů, případně filtry založené na vlnkové transformaci, které efektivněji potlačí síťové rušení. Tyto filtry pracují v *offline* aplikacích. Příklad filtrace EKG signálu je možné vidět na Obr.7.10. Červenou barvou je znázorněn zarušený signál, modrou barvou je zobrazen filtrovaný signál.



Obr.7.10: Filtrace EKG signálu

7.2.5 Odeslání požadavku stavu baterie

Odeslání požadavku stavu baterie spočívá v odeslání příkazu „B“ a následného čekání na návěští „BATTERY“. Tato funkce je nedostupná v režimu záznamu, protože je nutné čekat na návěští. Toto čekání způsobuje ztrátu přibližně 10 – 20 vzorků na konci okna. Díky tomu je možné v zaznamenaném signálu detekovat výpadky. V případě neobdržení příkazu „BATTERY“ po dobu jedné vteřiny je vypsáno chybové hlášení „chyba baterie“. Program po vypsání chyby běží dále, ale neukazuje stav baterie.

7.2.6 Vyčtení stavu potenciometrů

Tento blok slouží k vyčtení surových dat A/D převodníku z úbytku napětí na potenciometrech. Z těchto hodnot jsou následně přepočítávány napěťové rozsahy na ose y. V případě neobdržení návěští „BATTERY“ jsou v programu ponechány poslední hodnoty stavu potenciometrů. V takovém případě nedojde ke změně napěťové osy při změně polohy potenciometru.

7.2.7 Nastavení napěťových os

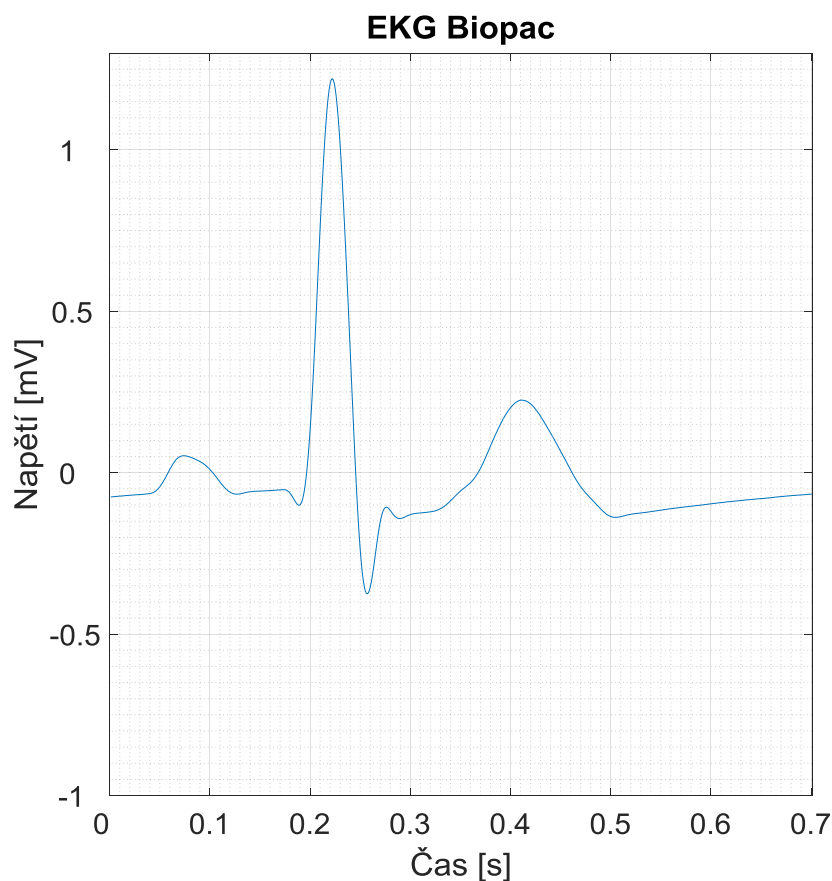
Tento blok přepočítává aktuální úbytek napětí na potenciometrech na rozsahy napětí zobrazené na ose y. Přepočtu se podrobněji věnuje kap. 6.3.

8 VLASTNOSTI SYSTÉMU

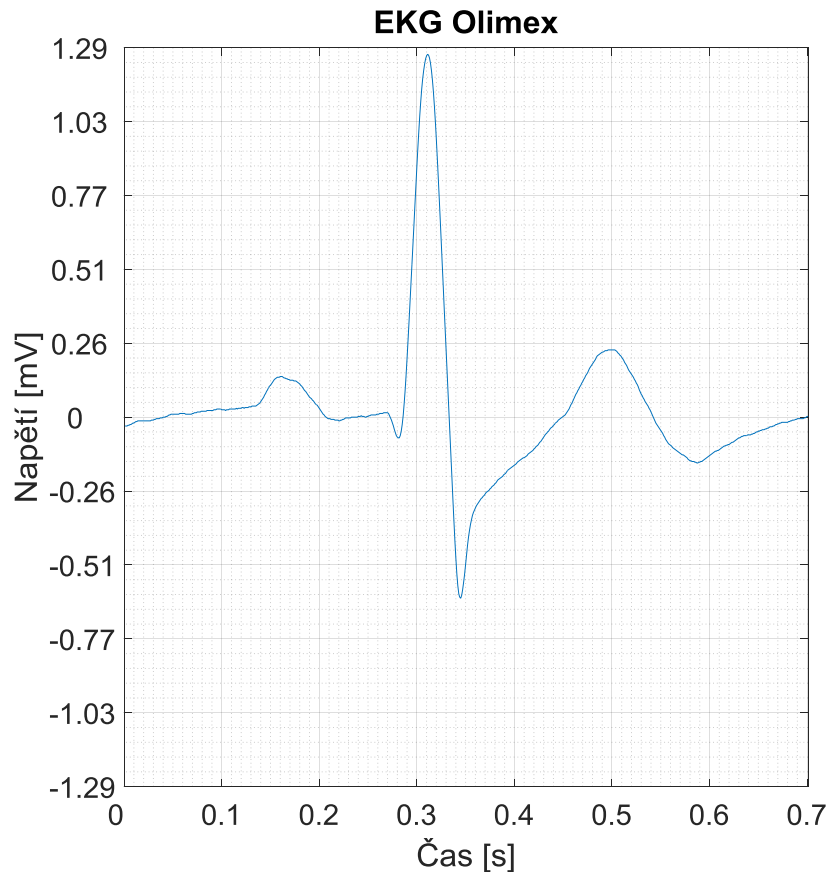
Po modifikaci a tvorbě aplikace bylo nutné ověřit vlastnosti navrženého systému z hlediska porovnání se systémem Biopac MP35, který je brán jako etanol.

8.1 Ověření správnosti zobrazení

Ověření korektnosti zobrazení signálu bylo provedeno souběžnou akvizicí se systémem Biopac. V systému Biopac bylo změno nastavení, tak aby se parametry co nejvíce blížily parametrům Olimexina. Vzorkovací frekvence byla nastavena na 1000 Hz, hardwarová horní propust na 0,05 Hz, softwarová na 0,16 Hz, dolní propust na 40 Hz. V rámci kalibrace byl jako referenční zdroj brán generátor EKG signálu *Securelife PS Tech M684B*. Jako vstupní signál byl zvolen sinusový rytmus s tepovou frekvencí 90 tepů za minutu. Na Obr.8.1 je možné vidět záznam EKG pomocí Biopacu a na Obr.8.2. pomocí Olimexina..



Obr.8.1: EKG Biopac



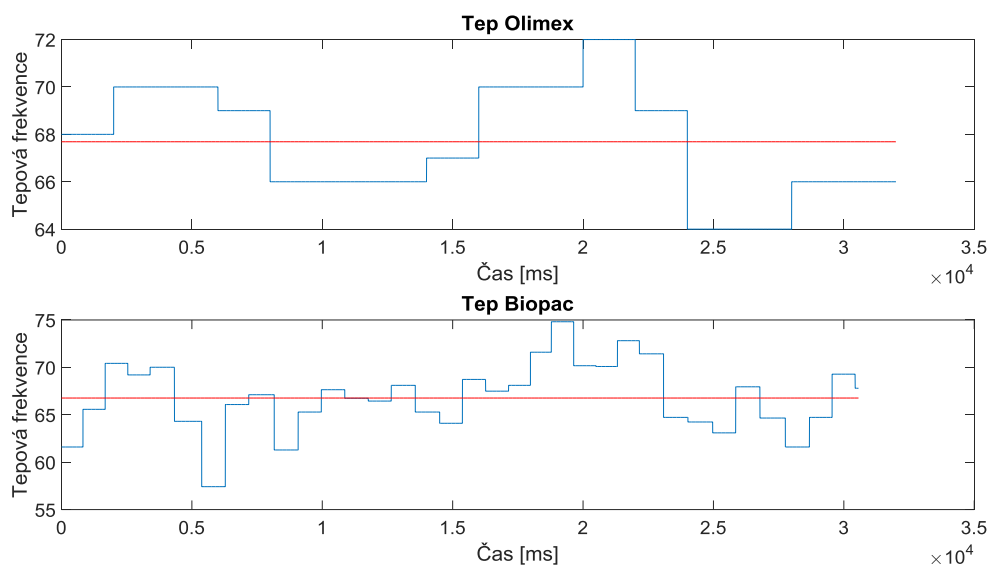
Obr.8.2: EKG Olimex

Vzhledem k souběžné akvizici signálu bylo zjištěno, že mezi porovnávanými akvizičními jednotkami je napěťový a morfologický posun. Odchylna od úrovně zesílení může být způsobena systematickou chybou při výpočtu hodnoty zesílení z rov. (10). Morfologické změny, viz ST interval na Obr.8.2, mohou být způsobeny nestejnými přenosovými charakteristikami obou zařízení.

8.2 Porovnání tepové frekvence

Porovnání tepové frekvence probíhalo současným měřením systémem Biopac a systémem Olimexino na dobrovolníkovi. Měření probíhalo pomocí tří Ag/AgCl elektrod umístěných na končetinách. Před akvizicí byly oba systémy naučeny. Měření probíhalo ve třech fázích. V první fázi byla měřena klidová tepová frekvence, v druhé fázi dobrovolník střídavě napínal zápěstí, ve třetí fázi byly prováděny dřepy. Délka měření byla stanovena na přibližně 30 vteřin záznamu. Ze zaznamenaných hodnot tepové frekvence pro každé akviziční zařízení byl vytvořen graf závislosti změny tepové frekvence na čase a byla stanovena průměrná tepová frekvence za čas akvizice.

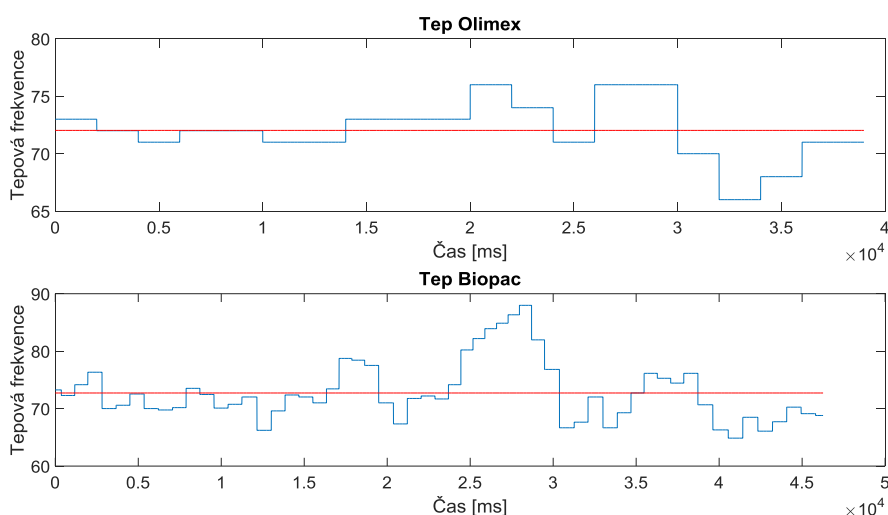
8.2.1 Klidová tepová frekvence



Obr.8.3: Klidová tepová frekvence

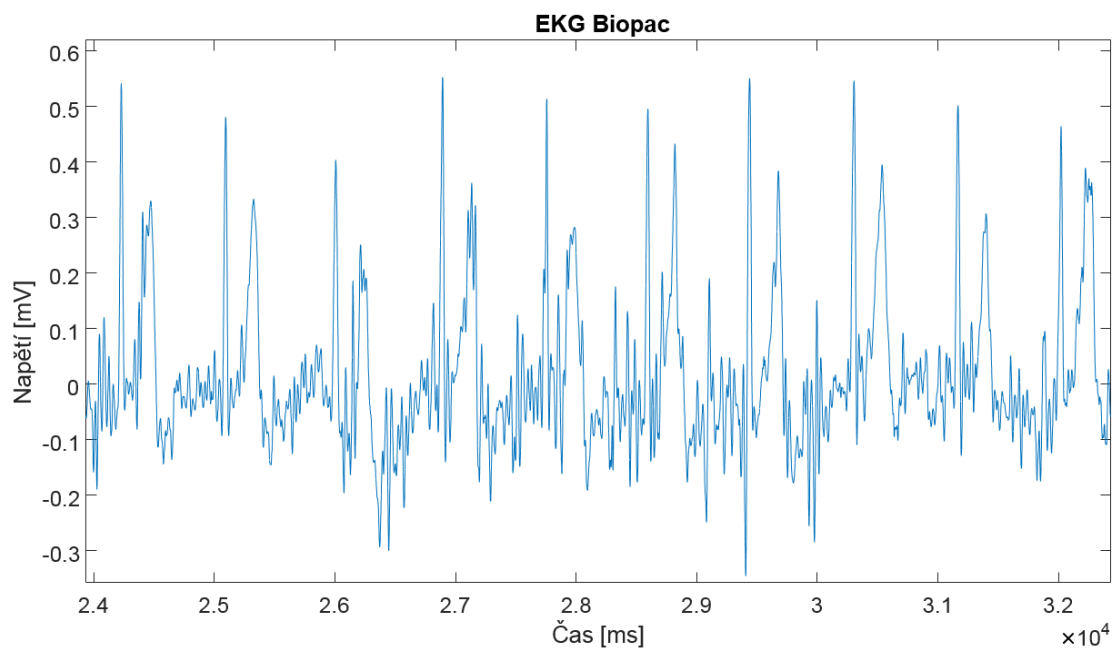
Na Obr 8.3. je průběh klidové tepové frekvence. Záznam pomocí Biopacu je podrobnější, neboť systém vypočítává aktuální tepovou frekvenci okamžitě. Systém Olimexino musí nejdříve „naplnit“ pomocné okno o délce 2s. Průměrná tepová frekvence je v případě Olimexina 67,6 BPM, v případě Biopacu 66,7 BPM.

8.2.2 Napínání zápěstí



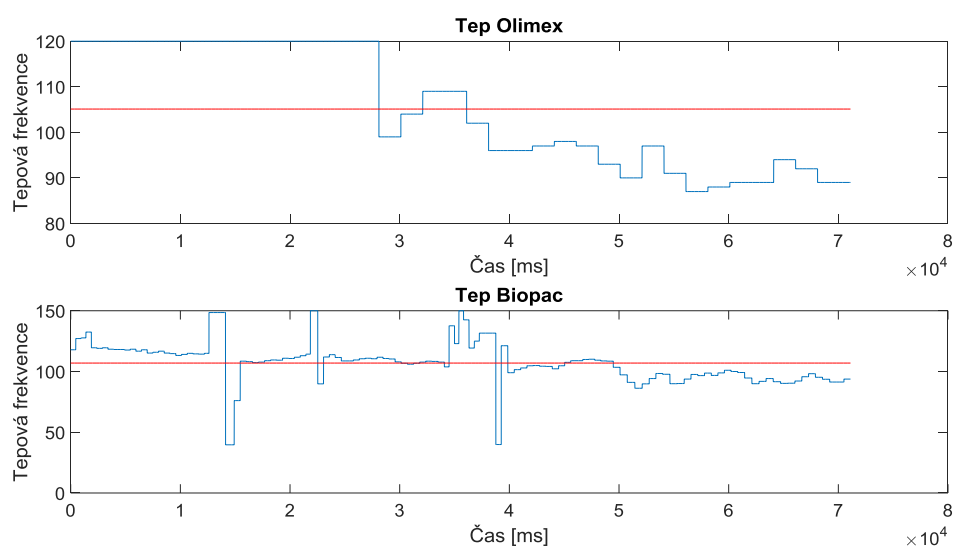
Obr.8.4: Pohyb zápěstí

Na Obr.8.4 je záznam tepové frekvence při pohybu zápěstí. Průměrná tepová frekvence vypočítaná systémem Olimex je 72,02 BPM a 72,72 BPM pomocí Biopacu. Při pohybu zápěstí byl signál zatížen driftem a myopotenciály viz obr.xy. Na obrázku je možné si povšimnout vysokých amplitud T vln, které algoritmus Biopacu vyhodnotil jako R vlnu. Následně z těchto falešných R vln vypočítal tepovou frekvenci. Systém Olimexino tyto výchyly nezapočítal do výpočtu tepové frekvence. Na průměrnou tepovou frekvenci však tato chyba nemá vliv.



Obr.8.5: EKG zatíženo driftem a rušení myoaktivitou

8.2.3 Fyzická aktivita



Obr.8.6: Fyzická aktivita

Na Obr.8.6 je záznam tepové frekvence při fyzické aktivitě. Po třech vteřinách záznamu bylo cvičení přerušeno. Cvičení bylo přerušeno z důvodu testování algoritmu Olimexina na pozvolné snižování tepové frekvence.

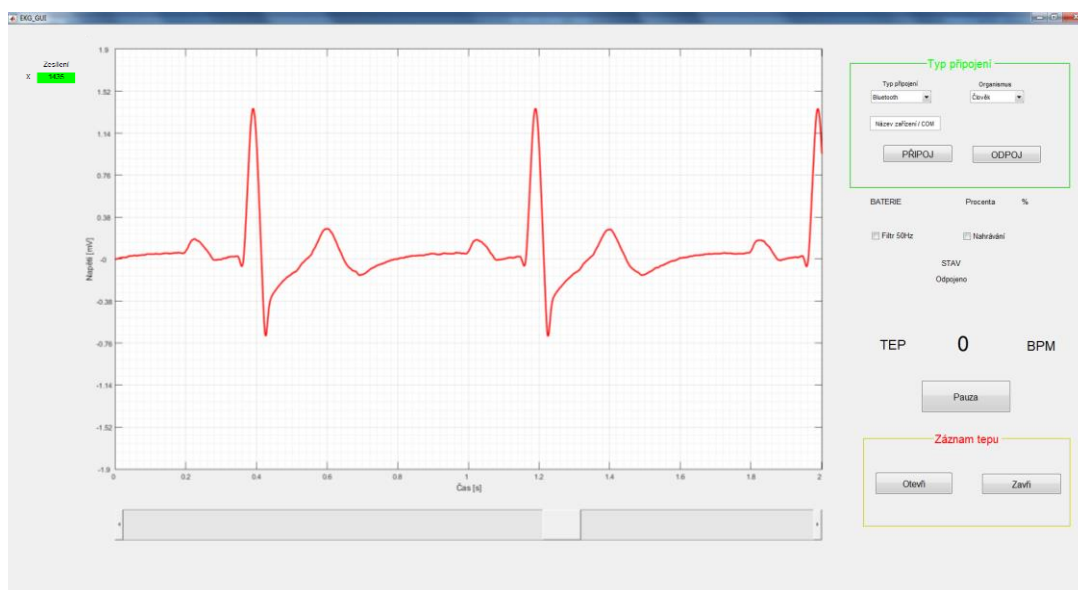
9 POPIS GRAFICKÉHO ROZHRAŇÍ APLIKACE

Pro potřebu snadného uživatelského ovládání bylo navrženo grafické rozhraní aplikace. Aplikace bude pomocí funkce v Matlabu exportována pro samostatný běh na libovolném PC.

9.1 Hlavní panel

Na Obr.9.1 je vyobrazen hlavní panel aplikace *EKG*. Aplikace byla naprogramována v programovém prostředí Matlab (64-bit) R2015a (8.5.0.197613). Aplikace je přiložena na CD ve formátu *EKG.m* a jako instalační balíček pro MS Windows. Velikost instalačního souboru je 600Mb. V tomto balíčku jsou již zahrnuty potřebné knihovny pro spuštění aplikace. Není tedy nutné na cílovém počítači stahovat potřebné soubory. Stačí vložit nosič do mechaniky a postupovat dle instalačních pokynů. Vzhledem k programování aplikace v 64 bitovém prostředí jsou přiloženy knihovny pouze pro tyto operační systémy (Windows). V případě potřeby spustit aplikaci na jiném operačním systému je na CD přiložena pouze zkompileovaná verze aplikace bez knihoven. Tyto knihovny je možné vyhledat na webových stránkách www.mathworks.com. Knihovny je nutné stáhnout přesně pro danou verzi Matlabu, ve kterém byla aplikace vytvořena. Na obr.xy je hlavní panel aplikace, který se zobrazí po jejím spuštění.

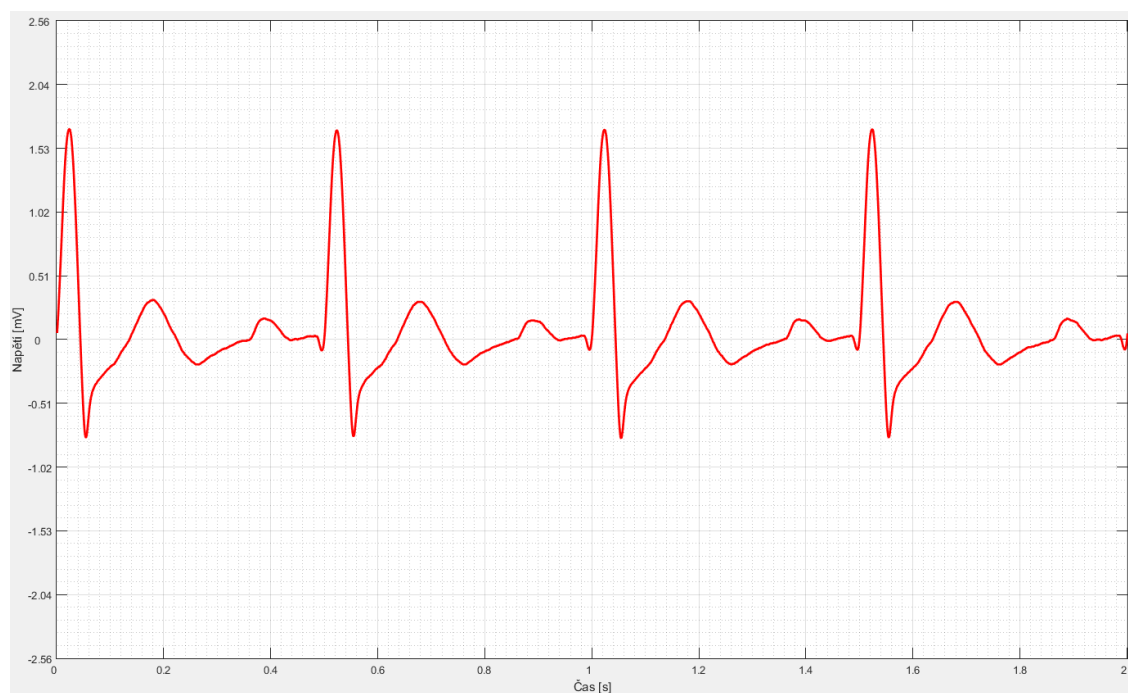
Před spuštěním aplikace je doporučeno mít akviziční jednotku připojenou/spárovanou s počítačem. Jméno bluetooth modulu: *EKG*, heslo: *1234*. Pro funkci USB je nutné mít vypnutý BT modul. V případě aktivního BT spojení je modře podsvícen symbol bt rozhraní na přední straně krabičky viz Obr.xy. Vypnutí bt modulu je možné pomocí vypínače umístěného na zadní straně krabičky.



Obr.9.1: Hlavní panel aplikace

9.2 Graf

V grafu je zobrazována křivka EKG v reálném čase. Na ose x jsou časové značky v sekundách. Posuvníkem pod grafem je možné měnit časovou základnu grafu v rozsahu 200ms – 3s. Výchozí nastavení je 2s. Na ose y je přepočítané nativní napětí měřeného vzorku. Rozsah napětí je možné měnit pomocí potenciometrů viz Obr.9.2. V grafu je zobrazena hlavní a vedlejší mřížka v obou osách.



Obr.9.2: Zobrazení EKG

9.3 Typ připojení

Vysouvací nabídkou *Typ připojení* je možné vybrat mezi dvěma typy připojení USB, nebo bluetooth. Výchozí nastavení je bluetooth. Vysouvací nabídkou *organismus* je vybírán měřený organismus. Výchozí nastavení je *člověk*. Zvolením příslušného organismu je v programu nastavena předem definovaná délka refrakterní periody. Ovládací tlačítka *připoj/odpoj* slouží pro připojení/odpojení akvizičního zařízení. Po úspěšném připojení se zobrazí ve stavovém řádku *připojeno*. V případě odpojení *odpojeno*.

Obr.9.3: Volba připojení

9.4 Stavový řádek

Na Obr.9.4. je stavový řádek aplikace. Tento řádek může nabývat celkem čtyř různých hodnot. U chybových hlášení je popsán i stručný návod pro jejich odstranění.

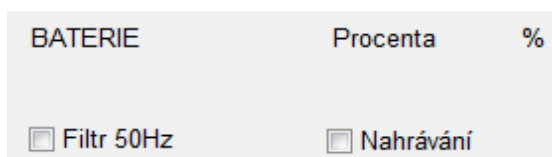
- *Odpojeno* – EKG jednotka není připojena k počítači.
- *Připojeno* – zařízení je připojeno a je možné zahájit akvizici elektrokardiogramu.
- *Připojeno* – *běh* akviziční zařízení zobrazuje průběh napětí na vstupu
- *Připojeno* – *pauza* akvizice je přerušena
- *Připojeno* – *Nahrávám* program zaznamenává do textového souboru aktuální průběh
- *Chyba č.1* – Jedná se o chybu inicializace. Nejčastější výskyt této chyby je ve špatném zadání názvu zařízení, případně komunikačního portu. V případě opakovaného neúspěšného připojení přes bt/usb se správně vyplněnými parametry je nutné restartovat zařízení (vypnutí/zapnutí bt modulu pomocí vypínače) i Matlab.
- *Chyba č.2.* – Špatná fáze učení, zopakujte! V případě, že chyba přetrvává obraťte se na vývojáře.

Obr.9.4: Stavový řádek

9.5 Stav baterie

Stav baterie je zobrazován ve zbývajících procentech. Vzhledem k prodloužení životnosti baterie viz kap.5.2 odpovídá přibližně 0% stavu baterie ukazatele 20% reálné zbývající kapacity baterie. V případě chyby baterie popsané v kap. 7.2.5 je místo zbývající kapacity zobrazena chybová hláška *Chyba baterie*.

Zaškrtnutí políčka *Filtr* slouží pro zapnutí úzkopásmové zadržky 50Hz. Zaškrtnutí políčka *Nahrávání* dojde k nahrávání zobrazovaného průběhu. V místě zbývající kapacity baterie se zobrazí *Nahrávám*. Nahrávání je možné zrušit odškrtnutím políčka. Textový soubor se záznamem je v cílovém adresáři aplikace.



Obr.9.5: Stav baterie

9.6 Zobrazení tepové frekvence

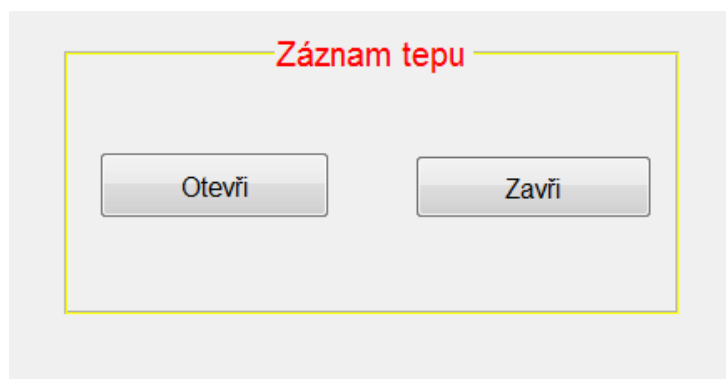
Na Obr.9.6 je pole, které indikuje aktuální tepovou frekvenci. V případě Učební fáze, která trvá kolem 6 vteřin, je místo údaje o tepové frekvenci zobrazen hláška *Učím se!* V této fázi je nutné nehýbat s elektrodami, neodpojovat je ani přerušovat akvizici. Ani jeden z těchto jevů nezpůsobí chybu zařízení, ale nejspíše nebude zobrazována korektní tepová frekvence. Tlačítko *Pauza* slouží k pozastavení akvizice (nahrávání). Tlačítko není dostupné v případě připojení přes bt z důvodu chyby bt ovladače/matlabu.



Obr.9.6: Tepová frekvence

9.7 Záznam tepové frekvence a zobrazení zesílení

Tímto panelem viz Obr.9.7. je ovládán nástroj *záznam tepu* viz Obr.7.8 , který zobrazuje závislost tepové frekvence na čase od začátku akvizice. Tlačítkem *otevři* se otevře nový graf, ve kterém je zobrazována závislost tepové frekvence na čase. Tlačítkem *zavři* je tento graf zavřen. Na indikátoru *zesílení* je zobrazováno aktuálně nastavené zesílení. V případě překročení meze linearity, je zesílení podkresleno červeně viz Obr.9.8.



Obr.9.7: Ovládání zobrazení tepové frekvence v čase



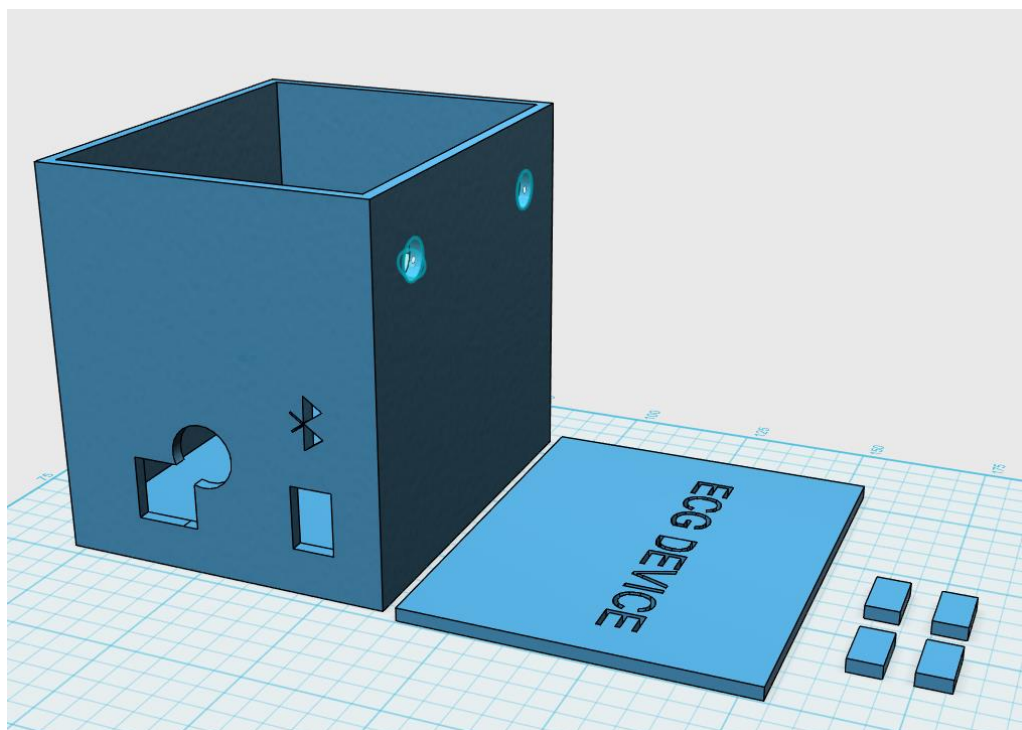
Obr.9.8: Indikátor zesílení

10 NÁVRH PRODUKTOVÉHO OBALU

Vzhledem k laboratornímu použití byla pro zařízení navrhnutá krabička, která byla následně vytisknuta na 3D tiskárně.

10.1 Návrh krabičky

Návrh samotného obalu byl proveden v aplikaci 123D Design o firmy Autodesk. Návrh je na obr.10.1. Obal je složen celkem z 6 dílů. Krabička, víčko, 4 x úchytka. Krabička byla navrhnutá vzhledem k rozměrům Arduina s přídatným modulem Olimexino shieldu. Krabička disponuje vnějšími rozměry (84 x 53,1 x 79) mm tloušťka stěny je 2,5mm. Tato tloušťka je ideální kompromis mezi pevností a úsporou materiálu. Na přední straně jsou umístěny vstupy pro USB konektor, napájecí konektor, svodový konektor. Nad napájecím konektorem je umístěn BT znak, za kterým je umístěna modrá signalizační led dioda. Na boční straně jsou dva otvory o průměru 7,5mm pro potenciometry. Přední potenciometr je pro hrubé ladění, zadní pro jemné. Na zadní straně je otvor o průměru 6,2 mm pro BT vypínač. Kvádry (6 x 2,5 x 11) mm slouží pro blokaci pohybu víčka po horní straně krabičky. Kvádry jsou nalepeny po obvodu víčka viz obr.xy. Tisk probíhal na 3D tiskárně Felix 3.0, jako materiál byl zvolen PLA. Je dobré upozornit, že PLA měkne při 60°C. Není tedy vhodné nechávat krabičku v teplých prostorách, např. na přímém slunci, nebo v autě. Na Obr.10.2 je vyobrazen celý systém a na Obr.10.3 je vyobrazeno použití fixačních kvádrů. Soubor s návrhem krabičky bude v příloze na CD.



Obr.10.1: Návrh krabičky



Obr.10.2: Celý systém



Obr.10.3: Detail fixačních kvádrů

11 DISKUSE

V diskusi je rozebrán důvod modifikace a její přispění ke zlepšení obsluhy a funkčnosti zařízení. Dále jsou zde diskutovány dosažené vlastnosti systému. Na závěr jsou zde uvedena doporučení pro vylepšení systému.

Jako hlavní důvod modifikace zapojení byl požadavek snadné změny zesílení při prováděných experimentech a možnost zobrazení napětového měřítka na ose y. V původním zapojení musel být pro změnu zesílení použit plochý šroubovák. Toto řešení mělo jisté výhody i nevýhody. Jako výhodou je možné uvažovat obtížnější změnu zesílení, která mohla být jen stěží změněna omylem. Tato výhoda je zároveň i nevýhodou, protože v případě potřeby změnit zesílení je nutné velmi malým plochým šroubovákem toto zesílení upravit. Po dohodě s obsluhou bylo rozhodnuto zaměnit tento typ regulace zesílení za snadněji ovladatelný (vzhledem k různorodosti použití zařízení). Dále bylo žádoucí zobrazit rozsahy napětí na ose y pro různé stupně zesílení.

Vzhledem k nelinearitě závislosti natočení potenciometrů na velikosti zesílení není možné kvantitativně měřit v celém spektru zesílení. Kvantitativně je možné měřit v rozsahu 900x – 3040x, kdy je možné z polynomu vypočítat úroveň zesílení na přesnost 200μV. Z praktického hlediska je nutno ovšem poznamenat, že i přes použití hrubého a jemného ladění zesílení je potřeba větší citlivost pro dosažení optimální úrovně zesílení než v původní realizaci. Tento jev je způsoben použitím větší hodnoty „hrubého“ potenciometru (25kΩ) než v případě původního zapojení (20kΩ). Stereopotenciometry s lineárním průběhem a hodnotou 20kΩ se nevyrábí. Modifikace zesílení přispěla ke zvýšení komfortu ovládání zařízení a k možnosti kvantitativně měřit v daném intervalu.

Z hlediska ověření správnosti zobrazení průběhu ekg křivky je možné zaznamenat artefakt výpadku některých krátkých časových změn (vlnek) v signálu viz obr.xy. Tento artefakt je způsoben kaskádou filtrů v Olimexinu, případně nedostatečným počtem úrovní A/D převodníku.

Výpočet tepové frekvence byl testován na dobrovolníkovi. Testování probíhalo ve třech fázích. Ze všech těchto fází byl zaznamenán průměr tepové frekvence a závislost vývoje tepové frekvence v čase. Z těchto grafů je možné stanovit, že algoritmus výpočtu tepové frekvence navržený v této práci je relativně robustní. Algoritmus korektně zobrazuje frekvenci i při náročnějších podmínkách jako je zatížení driftem, či myoaktivitou. Nevýhodou algoritmu je pomalejší odezva v čase na změnu tepové frekvence, neboť je požadavek měnit za chodu programu časovou základnu.

Zlepšení vlastností akvizičního systému by spočívalo zejména v lepším systému přepočítání a regulace úrovně zesílení, které by umožňovalo korektně zobrazovat napětové úrovně celém intervalu nastavených zesílení. Tohoto by bylo možné dosáhnout buď pomocí skokového přepínače rezistorové sítě, nebo použitím digitálního potenciometru. Pro daný účel použití by bylo vhodné rozšířit frekvenční pásmo modulu alespoň na 400 Hz, které by umožňovalo přenos vyšších frekvenčních složek EKG signálu. V neposlední řadě by bylo vhodné provádět zálohu měřených dat přímo v zařízení např. na SD kartu pro případ výpadku komunikace. Dále by bylo vhodné modifikovat modul (použít jiný modul) vzhledem k detekci odpojení svodů. V případě detekce odpojení svodů by došlo k pozastavení akvizice, šetření energie a kapacity záznamového zařízení.

12 ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce bylo navrhnout ekg akviziční systém, který je vhodný pro snímání elektrokardiogramu na izolovaném srdci hlodavce. Tento systém bude využíván studenty a pracovníky Masarykovy univerzity. Práce je členěna do jedenácti kapitol. V první části práce je popsána anatomie a fyziologie srdce hlodavce. Jsou zde popsány i rozdílné průběhy některých vln elektrokardiogramu. Hlavní rozdíl mezi průběhy elektrické aktivity je možné sledovat v absenci Q vlny a ST segmentu u hlodavce. V rámci práce je rozebráno hardwarové řešení jednotlivých bloků elektrokardiogramu, včetně umístění elektrod na izolovaném srdci.

Dále jsou zde popsány na trhu dostupné systémy pro snímání elektrokardiogramu na izolovaném myokardu. Tyto systémy jsou v mnoha případech příliš nákladné na pořízení. Například kompletní systém od National Instruments včetně softwarového vybavení stojí kolem 130tis. Kč. Vzhledem k potřebě vytvořit akviziční systém pro studentské pracoviště byl v tomto projektu kladen důraz na co nejnižší pořizovací cenu i na úkor kvality. Po konzultaci s pracovníky Masarykovy univerzity byla zvolena platforma Arduino UNO se zásuvným modulem Olimexino. Na požadavek byl systém rozšířen o možnost bezdrátového přenosu elektrokardiogramu.

Platforma Arduino slouží jako A/D převodník se vzorkovací frekvencí 1kHz a rozlišením 10bitů. Jako napájecí zdroj pro elektrokardiograf byla použita levná powerbanka, která svojí kapacitou dostačuje na přibližně 5 hodin provozu zařízení. V případě potřeby je možné použít externí zdroj, nebo připojit jednotku do USB sběrnice. Pro snadné ovládání byla naprogramována aplikace pro zobrazení, záznam a výpočet tepové frekvence. Detailním popisem této aplikace se věnuje kapitola 9, která zároveň slouží jako návod k obsluze. V této kapitole jsou popsány i možné chybové stavy a postupy jak jim předcházet. Pro potřebu zakrytovat zařízení byl vytvořen návrh krabičky, který byl následně vytisknut na 3D tiskárně.

I Přes velmi levné řešení a některé nedostatky je možné zařízení používat v laboratoři pro orientační záznam elektrokardiogramu a tepové frekvence.

LITERATURA

- [1] SUCKOW, Mark A., Steven H. WEISBROTH a Craig L. FRANKLIN. *The laboratory rat*. 2nd ed. Boston: Elsevier, c2006. ISBN 0120749033.
- [2] Elektrické biosignály lidského těla měřené ISESem. *Vnuf.cz* [online]. [cit. 2016-10-30]. Dostupné z: <http://vnuf.cz/sbornik/prispevky/16-01-Balek.html>
- [3] Three-Dimensional Electrogram in Spherical Coordinates: Application to Ischemia Analysis [online]. Praha, 2010, **1**(1) [cit. 2016-11-01]. ISSN 1802-9973.
- [4] J. MEHTA, Nirav a Ijaz A. KHAN. Cardiology's 10 Greatest Discoveries of the 20th Century. *Texas Heart Institute* [online]. 2002, **3**(3), 3 [cit. 2016-11-03]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC124754/>
- [5] JANOUSEK, Oto, Jana KOLÁŘOVÁ, Marie NOVÁKOVÁ a Ivo PROVAZNÍK. *Three-Dimensional Electrogram in Spherical Coordinates: Application to Ischemia Analysis*. 2010, **1**(1), 8. ISSN 1802-9973.
- [6] MARCIN, Ufnal a Piort KONOPIELSKI. Electrocardiography in rats: a comparison to human. *Physiological research*. , 18.
- [7] MUTISO, Steve Kyende, Dennis Kipkemoi RONO a Frederick BUKACHI. Relationship between anthropometric measures and early electrocardiographic changes in obese rats. *BMC Research Notes* [online]. 2014, **2**(5), 7 [cit. 2016-11-29]. DOI: 10.1186/1756-0500-7-931. Dostupné z: <http://bmcresearchnotes.biomedcentral.com/articles/10.1186/1756-0500-7-931>
- [8] *Harvard Apparatus* [online]. Harvard, 2015 [cit. 2016-11-15]. Dostupné z: <http://www.aryoazma.biz/Upload/Modules/Contents/asset0/asset1489/Isolatedheartstems.pdf>
- [9] Instruction manual. *World precession instruments* [online]. USA, Florida: World precession instruments, 2013 [cit. 2016-11-16]. Dostupné z: https://www.wpiinc.com/clientuploads/pdf/SI-LANG2_IM.pdf
- [10] *Journal of Cardiovascular Electrophysiology* [online]. New York, 2001, **12**(11) [cit. 2016-11-17]. ISSN 1540-8167. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1046/j.1540-8167.2001.01286.x/epdf>
- [11] ECG Implementation on the TMS320C5515 DSP Medical Development Kit. *Texas Instruments* [online]. Dallas, Texas: Texas Instruments Incorporated, 2010 [cit. 2016-11-17]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/an/sprab36b/sprab36b.pdf>
- [12] *Journal of the Saudi Heart Association: PACING THE HEART: IS IT A MUST IN STUDYING MYOCARDIAL CONTRACTILE FUNCTION IN ISOLATED HEARTS PERFUSED USING THE LANGENDORFF SYSTEM*. 2001, **18**(2).
- [13] MALMIVUO, Jaakko a Robert PLONSEY. *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields* [online]. New York: Oxford University Press, 1995, xxii, 482 p. [cit. 2016-11-18]. ISBN 01-950-5823-2. Dostupné z: <http://www.bem.fi/book/>
- [14] LÁNÍČEK, Robert. *Elektronika: obvody - součástky - děje*. Praha: BEN - technická literatura, 1998. ISBN 8086056252.

- [15] BRONZINO, Joseph D. *The biomedical engineering handbook*. 2nd ed. Boca Raton, FL: CRC Press, c2000. ISBN 084930461X.
- [16] High-Speed M Series Multifunction Data Acquisition - 16-Bit, up to 1.25 MS/s, up to 80 Analog Inputs. USA, Texas, 2008. Dostupné také z: <http://www.ni.com/datasheet/pdf/en/ds-22>
- [17] *BIOPAC Systems product sheet*. USA, California, 2016. Dostupné také z: www.biopac.com
- [18] *DAM 50 Differential Amplifier*. USA, Florida, 2000. Dostupné také z: <https://www.wpiinc.com/clientuploads/pdf/dam50-im-082208.pdf>
- [19] Understanding ADC Parameters. USA, California, 2016.
- [20] Bluetooth. *Wikipedia* [online]. 2016 [cit. 2016-11-27]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/Bluetooth#Realizace_p.C3.A1rov.C3.A1n.C3.AD
- [21] Sériová linka RS-232. *Vyvoj.hw.cz* [online]. Praha, 2005 [cit. 2016-11-27]. Dostupné z: <http://vyvoj.hw.cz/rozhrani/hw-server-predstavuje-seriova-linka-rs-232.html>
- [22] Sériový port RS-232C. *Root.cz* [online]. 2008 [cit. 2016-11-27]. Dostupné z: <https://www.root.cz/clanky/seriovy-port-rs-232c/>
- [23] *Bluetooth Modules*. Dostupné také z: <http://www.rasmicro.com/Bluetooth/EGBT-045MS-046S%20Bluetooth%20Module%20Manual%20rev%201r0.pdf>
- [24] Základní charakteristiky. *Abeceda baterií a akumulátorů* [online]. Praha: BATTEX, 2008 [cit. 2016-12-25]. Dostupné z: <http://www.battex.info/hermeticke-akumulatory/li-akumulatory/zakladni-charakteristiky>
- [25] Electrical Engineering. *Electrical Engineering* [online]. 2017 [cit. 2017-04-08]. Dostupné z: <http://electronics.stackexchange.com/questions/123172/what-is-the-ideal-way-to-handle-data-pins-d-and-d-on-a-usb-power-adapter-to-be>
- [26] Voltaic. *Voltaic systems* [online]. 2017 [cit. 2017-04-08]. Dostupné z: <http://www.voltaicsystems.com/blog/choosing-usb-pin-voltages-for-iphones-and-ipads/>
- [27] Kvalita elektrické energie. *Oenergetice.cz* [online]. Praha, 2015 [cit. 2017-04-16]. Dostupné z: <http://oenergetice.cz/technologie/elektroenergetika/kvalita-elektricke-energie/>
- [28] Sto dva let EKG. VYSKOČIL, František. *145 let tradice vesmír* [online]. Praha, 2008 [cit. 2017-05-06]. Dostupné z: <http://casopis.vesmir.cz/clanek/sto-dva-let-ekg>

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

EKG	Elektrokardiogram
PCI	Peripheral Component Interconnect
Li - Ion	Lithium Iont
USB	Universal Seriál Bus
COM	Communication Port
BT	Bluetooth
NI	National Instruments
Bd	Bauderate
IIR	Inifinite Impulse Response
SNR	Signal Noise Ratio
CMRR	Common Mode Reject Ratio
SPP	Seriál Port Profile
PLA	Polylactic acid
EDR	Enhanced Data Rate

SEZNAM PŘÍLOH

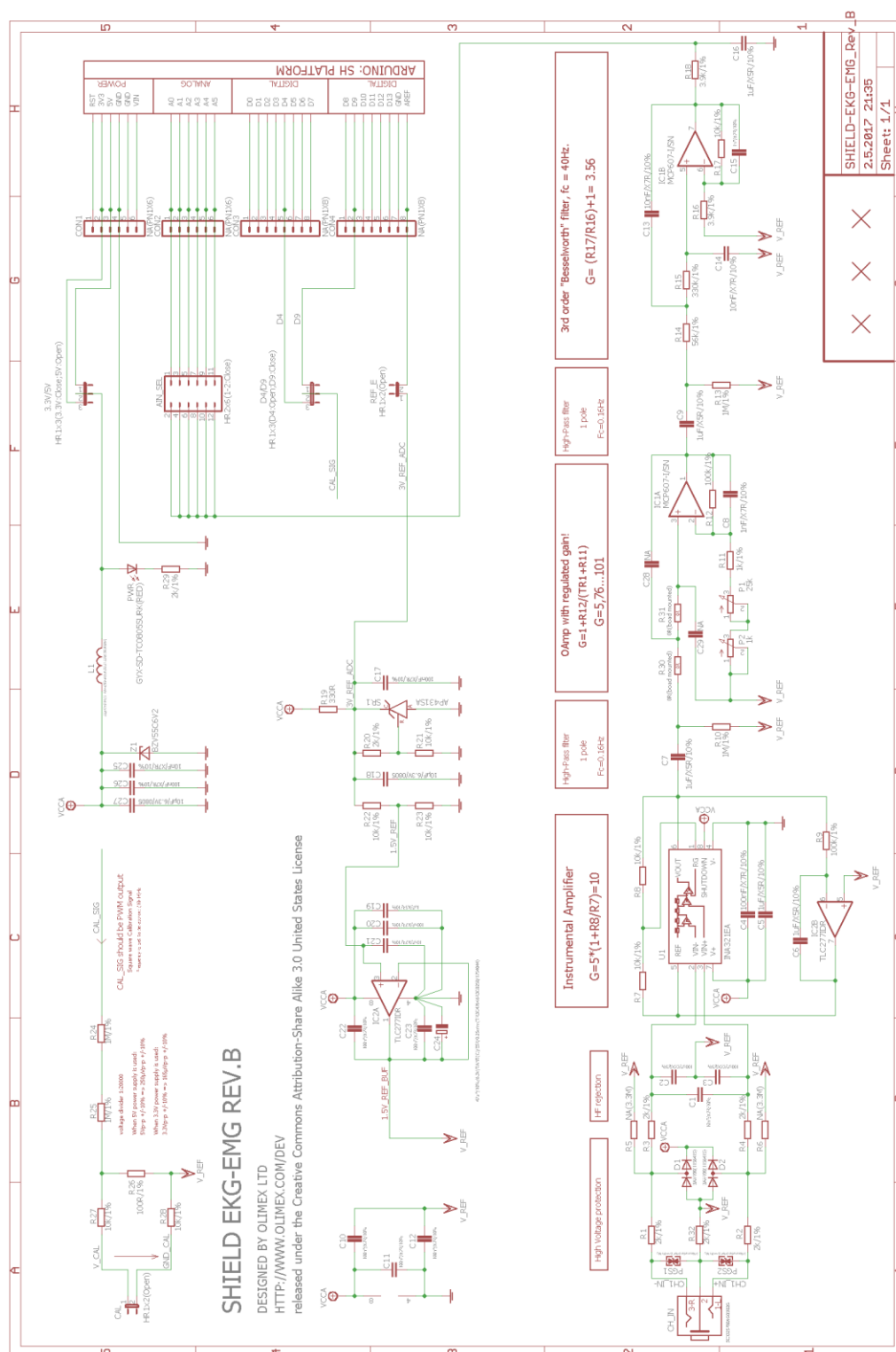
A	Obsah přiloženého Cd	79
B	schéma	80

A OBSAH PŘÍLOŽENÉHO CD

1. Složka *Build* obsahuje složky s instalačními soubory aplikace:
 - a. Složka *Bez_knihoven* obsahuje instalační soubor EKG.exe
 - b. Složka *S_knihovnami* obsahuje i potřebné knihovny pro běh bez Matlabu. Obsahuje rovněž instalační soubor EKG.exe (velikost 600Mb)
2. Složka *Diplomová_práce* obsahuje DP ve formátu pdf
3. Složka *Krabička* obsahuje návrh krabičky ve formátu krabička.123dx
4. Složka *Programy_Matlab* obsahuje následující programy:
 - a. *Baterie* – pro výpočet vybíjecí křivky
 - b. *EKG_GUI* – hlavní program
 - c. *BPM* – algoritmus pro výpočet tepové frekvence
 - d. *Look_up_table* – tabulka vybíjecí charakteristiky baterie
5. Složka *Programy_Arduino* obsahuje následující programy
 - a. *Baterie* – program pro záznam stavu baterie pro výpočet vybíjecí křivky
 - b. *EKG* – program pro akvizici dat

Vzhledem k velikosti kompletního instalačního balíčku (600Mb) bude v elektronické příloze v IS VUT nahrána verze bez knihoven. Tato verze je shodná s kompletní verzí, jen je nutné stáhnout potřebné knihovny. Odkaz na knihovny je uveden v adresáři s programem v souboru *readme.txt*.

B SCHÉMA



Příloha1: Modifikované schéma modulu